



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

생활과학박사 학위논문

골절 방지 보호복 개발을 위한
인체의 유한요소 모델링과
충격 시뮬레이션

-고령 여성의 고관절 골절을 중심으로-

2017 년 7 월

서울대학교 대학원

의류학과

박 진 희

골절 방지 보호복 개발을 위한
인체의 유한요소 모델링과
충격 시뮬레이션

—고령 여성의 고관절 골절을 중심으로—

지도 교수 남 윤 자

이 논문을 생활과학박사 학위논문으로 제출함
2017년 4월

서울대학교 대학원
의류학과
박 진 희

박진희의 생활과학박사 학위논문을 인준함
2017년 7월

위 원 장 _____ (인)

부위원장 _____ (인)

위 원 _____ (인)

위 원 _____ (인)

위 원 _____ (인)

초 록

본 연구에서는 보호복의 개발에 있어, 보호복 패턴에 적용이 가능한 정확한 낙상과 골절의 위치 및 특성을 파악하고 실제의 인체를 대상으로 하는 낙상 충격 실험을 대체하기 위한 방안으로 유한요소 모델을 이용한 3차원 시뮬레이션 방법을 개발하고자 하였다. 유한요소모델과 시뮬레이션을 고령 여성의 고관절 모델에 적용하여 요구되는 보호기구의 특성을 분석하여, 이러한 시뮬레이션을 통한 실험이 보호복 개발에 활용될 수 있음을 증명하였다. 한국인의 대표 뼈대 형상에 고령 여성의 외부 바디 형태를 최대한 반영한 고관절 부위의 유한요소 모델을 만들고 낙상 시와 유사한 가상 시뮬레이션을 함으로써, 낙상 시 고관절에 가장 큰 충격을 주는 부위의 위치 및 충격량을 분석하여 고관절을 보호해주는 보호기구의 위치 및 형태 등의 특성을 산출하였다.

충격 시뮬레이션을 위한 유한요소 모델링은 허리에서 무릎까지의 우측 부위를 대상으로 솔리드(solid)타입의 뼈대 8개, 연골 2개, 연부조직 1개로 구성되었으며, 모든 구성 모델들은 서로 간섭과 빈틈없이 결합된 구조로 완성하였다. 구성 요소간의 접촉 정보와 물성을 설정 후, Fine 크기의 Tetra 메쉬를 적용하여 총 220만개의 노드와 140만개의 요소로 이루어진 유한요소모델을 개발하였다. 유한요소모델은 인체의 여러 외부 지점에 point형식의 힘을 부여하는 방식으로 충격을 가하고, 고관절 전자부와 경부에서 받는 응력의 크기를 비교하는 시뮬레이션에 활용하였다.

시뮬레이션 결과, 인체의 뒷면과 앞면에서는 고관절 전자부와 경부보다는 골반과 엉치뼈, 넓다리 몸통 부위에 더 큰 응력이 가해졌으며 인체 측면의 고관절 부위와 넓다리 중앙부위에서 고관절 전자부와 경부에 가장 큰 응력이 발생하는 것을 확인할 수 있었다. 이처럼 고관절 보호기구는 선행연구들에서 제안한 바와 같이 고관절의 측면 부위에 위치하는 것이 좋다는 결과는

유사하였으나, 이에 대한 패턴 상의 위치를 엉덩이둘레선과 볼기고랑점 수평둘레선 사이의 측면 부위에 정확히 선정할 수 있었으며 골밀도가 낮은 경우는 골밀도 정상 대상의 패드에 비하여 보호 면적이 넓어지며 넓다리 중앙의 측면부위의 보호도 필요하다는 것을 알 수 있었다. 보호패드의 두께는 골밀도 정상 대상의 경우 패드의 면적을 골밀도 저하대상의 상부 패드와 같게 하였을 경우 0.5cm의 두께로 설정이 가능하나, 골밀도 저하 대상의 경우 1cm 가량으로 두꺼워지는 것이 적합하였으며 보호패드는 중앙에서 패드 사이드로 갈수록 두께가 얇아지는 구조가 적절하였다.

본 연구는 3차원 자동측정과 형상 및 사이즈 정보 분석의 연구 단계에서 더 나아가, 가상 인체를 활용하여 골절 방지용 특수복을 개발하는 새로운 가상 실험을 제안한 데에 의의가 있다. 이러한 유한요소인체 모델은 부위를 확대하여, 어깨 및 척추, 팔 등의 골절율이 높은 타 부위들의 골절 방지용 보호복 개발에 활용할 수 있을 것이라고 기대한다.

주요어: 유한요소모델, 유한요소해석, 낙상 충격 실험, 고관절 보호복, 고령 여성
학 번: 2013-31116

목 차

1. 서론	9
1.1. 연구의 필요성	9
1.2. 연구의 목적	13
2. 이론적 배경	14
2.1. 3차원 가상 인체 모델의 연구 동향	14
2.1.1. 단순형상 모델	15
2.1.2. 다물체 모델	16
2.1.3. 유한요소 모델	17
2.2. 유한요소 모델의 메쉬 설정	21
2.2.1. 메쉬의 가로 세로 비율 (Aspect Ratios, AR)	23
2.2.2. 메쉬의 각도 이상화 (Angle Idealization)	25
2.2.3. 요소의 자코비안 (Element Jacobians)	26
2.3. 인체의 생체역학적 특성	28
2.3.1. 외력과 부하에 따른 역학적 특성	28
2.3.2. 인체의 물성	32
2.4. 고령자의 고관절 골절 실태 및 위험성	37
2.5. 낙상시 고관절 골절의 특성	39
2.5.1. 고관절 골절부위의 골절 양상	40
2.5.2. 보행중 낙상시 고관절 골절	43
2.6. 고관절 보호복	45
3. 연구 방법	48
3.1. 고령 여성의 고관절 다물체 모델링	50
3.1.1. 고관절 가상 모델의 범위 설정	50
3.1.2. 고관절 가상 모델의 구성 방식 및 구조 설정	52
3.1.3. 메쉬 형태 뼈의 단순 형상 모델 개발	54
3.1.4. 고령 여성 연부조직의 단순형상 모델 개발	56
3.1.5. 고관절 부위의 다물체 모델링	59
3.2. 고관절 다물체 모델의 3차원 유한요소 모델링	61
3.2.1. 고관절 부위의 유한요소 모델링을 위한 인체 물성치 정의	61

3.2.2. 유한요소 모델 구성간의 연결조건 설정	67
3.2.3. 유한요소 모델의 메쉬 설정	67
3.3. 3차원 고관절부위 유한요소모델의 충격 시뮬레이션	70
3.3.1. 유한요소 모델의 초기 조건 설정	70
3.3.2. 충격 하중의 크기 설정	79
3.3.3. 위치별 충격 시뮬레이션 결과의 분석 방법	81
3.4. 보호패드의 위치 및 두께 산출 방법	83
3.4.1. 안전계수를 이용한 고관절 구간의 최대 응력한도 설정	83
3.4.2. 보호패드의 위치 산출	85
3.4.3. 보호패드의 두께 및 형태 설정	86
4. 결과	87
4.1. 3차원 가상 고관절 부위 모델의 모델링	87
4.1.1. 고관절 부위의 단순형상 모델	87
4.1.2. 고관절 부위의 다물체 모델	92
4.1.3. 고관절 부위의 유한요소 모델	98
4.2. 유한요소 모델의 충격 실험 분석	105
4.2.1. 충격 위치에 따른 전체 골격의 응력 분포	106
4.2.2. 충격 위치에 따른 고관절의 최대 응력 분석	114
4.3. 골밀도에 따른 보호기구의 위치 설정	116
4.4. 보호 패드의 두께와 형태 제안	120
4.4.1. 정상 골밀도 대상의 보호패드 두께와 형태	120
4.4.2. 저하 골밀도 대상의 보호패드 두께와 형태 제안	126
5. 결론 및 고찰	131

표 목차

표 2-1. AR을 기준으로 한 메쉬 질 평가.....	24
표 2-2. Angle Idealization 을 통한 메쉬 질 평가.....	25
표 2-3. Jacobian Ratio를 통한 메쉬 질 평가.....	27
표 2-4. 선행연구에서 정의한 인체의 물성.....	33
표 2-5. 압자(Indenter) 실험을 통한 연부조직의 탄성계수.....	35
표 2-6. 인체 부위별 무게와 비율.....	36
표 2-7. 고관절 보호복 내 부착된 보호기구의 특징.....	46
표 3-1. 가상바디 모델링의 구성 및 방식.....	53
표 3-2. 모델에 사용된 뼈의 종류.....	54
표 3-3. 연구 대상의 연령과 인원수.....	57
표 3-4. 바디 모델링의 단면에 활용된 인체 치수 항목.....	57
표 3-5. 고령 여성의 수평 단면별 평균 사이즈.....	58
표 3-6. 뼈대의 물성의 대상자 정보.....	62
표 3-7. 뼈 모델 별 탄성계수의 일원분산분석(ANOVA) 결과.....	63
표 3-8. 적용한 뼈의 물성 정보.....	64
표 3-9. 연부조직과 연골 모델의 물성.....	65
표 3-10. 연부조직의 밀도 추정.....	66
표 3-11. 메쉬 설정을 위한 실험 케이스.....	68
표 3-12. 유한요소모델의 좋은 메쉬 질 기준.....	69
표 3-13. 충격 기준점과 좌표 (행,열).....	77
표 3-14. 실험에 적용한 충격량의 위치 및 크기.....	80
표 4-1. 유한요소 모델에 적용된 물성 정보.....	98
표 4-2. 메쉬 형태 및 크기 설정을 위한 실험 결과.....	100
표 4-3. 유한요소 모델의 노드, 요소 수.....	103
표 4-4. 충격 지점별 고관절의 경부, 전자부 구간내의 최대응력.....	114
표 4-5. 안전계수에 따른 최대 한계응력 계산 과정.....	117
표 4-6. 정상 골밀도 대상 1차 보호패드의 시뮬레이션 결과.....	121
표 4-7. 정상 골밀도 대상 2차 보호패드의 시뮬레이션 결과.....	122
표 4-8. 저하 골밀도 대상 보호패드의 시뮬레이션 결과.....	126

그림 목차

그림 2-1. 단순형상모델의 예	15
그림 2-2. 솔리드 타입의 다물체모델의 예	16
그림 2-3. 2차원, 3차원 유한요소의 절점(node)과 요소(element)	17
그림 2-4. 인체의 유한요소모델과 유한요소해석의 예	19
그림 2-5. 실제 인체 대상의 낙상 실험 예	20
그림 2-6. 3차원 유한요소 모델의 메쉬 종류	21
그림 2-7. 육면체와 사면체 메쉬의 Aspect Ratio 계산 방식	23
그림 2-8. 육면체와 사면체 메쉬의 절점 별 내부 각도	25
그림 2-9. 메쉬의 부피변형률 계산을 위한 Jacobian 행렬 계산	26
그림 2-10. 힘의 크기 및 방향 표시	28
그림 2-11. 뼈의 응력-변형률 곡선	30
그림 2-12. 선형 및 비선형 응력-변형률 곡선	31
그림 2-13. 뼈의 평균 Poisson's ratio	34
그림 2-14. 압자에 의한 연부조직의 물성 실험 및 계산 방식	34
그림 2-15. 근육의 응력-변형률 곡선 비교	35
그림 2-16. 낙상시 고관절 골절 부위	39
그림 2-17. 대퇴 경부 골절 부위의 Pauwel's classification	41
그림 2-18. 대퇴 전자부 골절 부위의 Boyd & Griffin classification	42
그림 2-19. 힘의 방향에 따른 골절의 형태	44
그림 2-20. 고관절 부위의 운동 역학	44
그림 2-21. 시판중인 고관절 보호복의 종류	45
그림 3-1. 연구의 내용 및 절차	49
그림 3-2. 고관절 부위	50
그림 3-3. 고관절 부위를 감싸는 근육들	51
그림 3-4. 몸통 단면 구조 일부	52
그림 3-5. 허리~무릎의 뼈	55
그림 3-6. 고령 여성의 대표 외부 바디 모델 수평 단면 형상	56
그림 3-7. 넓다리뼈의 물성 측정 위치	62
그림 3-8. 충격위치 설정을 위한 1차 기준 수평, 수직선	71
그림 3-9. 충격위치의 설정 범위 (음영)	72
그림 3-10. 충격 범위에 추가된 2차 기준 수평, 수직선	73

그림 3-11. 충격 범위의 기준 수직선 명명	74
그림 3-12. 충격 위치의 기준점 명명	74
그림 3-13. 충격 기준점의 좌표 설정 (행,열)	75
그림 3-14. 2차원 평면상으로 가정한 충격 기준점의 좌표 (행,열)	76
그림 3-15. 충격량을 주는 방식	78
그림 3-16. 대퇴부 골절의 Pauwel's classification	82
그림 3-17. 최대 응력을 산출한 고관절 부위 (음영, NT)	82
그림 3-18. 나이에 따른 골밀도 분포	84
그림 4-1. 넓다리뼈의 메쉬와 NURBS 모델	88
그림 4-2. 허리 ~ 무릎 구간 전체 뼈의 단순 형상 (shell) 모델	89
그림 4-3. 바디 외곽선의 부위별 수평 단면	90
그림 4-4. 고령 여성의 평균 사이즈 및 형태를 반영한 수평 단면 (1cm 간격)	91
그림 4-5. 연부조직의 단순형상 (Shell) 모델	91
그림 4-6. 뼈의 솔리드 모델	93
그림 4-7. 연골의 솔리드 모델	94
그림 4-8. 연부조직(바디)의 1차 솔리드 모델	95
그림 4-9. 연부조직(바디)의 최종 솔리드 모델	96
그림 4-10. 고관절 부위의 최종 다물체 모델	97
그림 4-11. 솔리드 모델간 Bonded 접촉 관계 설정	99
그림 4-12. 메쉬의 종류별 메쉬 질 비교	101
그림 4-13. 유한요소 모델 메쉬의 메쉬질에 따른 분포	102
그림 4-14. 연부조직의 유한요소 설정 결과	104
그림 4-15. 뼈와 연골의 유한요소 설정 결과	104
그림 4-16. 인체의 충격 위치	105
그림 4-17. 인체 뒷면(M1~M4)의 뼈에서 받는 응력 분포	107
그림 4-18. 인체 앞면(M5~M7)의 뼈에서 받는 응력 분포	108
그림 4-19. 인체 측면(M8~M11)의 뼈에서 받는 응력 분포	110
그림 4-20. L6M6 충격 위치와 고관절 응력 분포	111
그림 4-21. L10 수평선에서의 충격 위치와 고관절 응력 분포 원리	113
그림 4-22. 충격 위치에 따른 고관절 경부, 전자부 구간내의 최대응력 분포	115
그림 4-23. 골절이 예상되는 충격 실험의 충격 위치 및 결과	116
그림 4-24. 골밀도에 따른 고관절 보호 위치	119
그림 4-25. 정상 골밀도 대상의 보호패드 적용 시뮬레이션	120
그림 4-26. 정상 골밀도 대상의 보호 패드 위치 및 형태	123

그림 4-27. 골밀도 정상 대상의 (0.7 g/cm^3) 보호기구 형태 및 패턴 위치.....	125
그림 4-28. 저하 골밀도 대상의 보호패드 적용 시뮬레이션.....	126
그림 4-29. 저하 골밀도 대상의 보호패드 위치 및 형태	128
그림 4-30. 골밀도 저하 (0.4 g/cm^3) 대상의 보호기구 형태 및 패턴 위치.....	129

1. 서론

1.1. 연구의 필요성

낙상이나 과격한 운동, 신체 활동 등으로 인체는 언제나 골절의 위험을 받고 있으며, 보호의 목적에 따라 골절을 방지하기 위한 다양한 보호복이 개발되고 있다. 이러한 보호복은 골절 위험을 가장 효과적으로 감소시키는 목적에 부합되게 개발되어야 하므로, 골절에 가장 큰 영향을 주는 부위에 적절한 크기와 특성을 가진 보호장치가 부착되어야 한다. 보호복의 개발을 위해 골절에 가장 큰 영향을 주는 부위 및 특성을 산출하는 실제 인체 대상의 낙상 실험 연구들이 진행되어왔으나(김성현, 권대규, 홍철운, & 김남균, 2005; 김성현, 박진, 김동욱, & 김남균, 2011; 김충현 et al., 2011), 이러한 연구들은 비교적 가장 정확한 낙상 위치와 충격량을 산출할수 있는 장점이 있는 반면, 피험자의 안전을 보호하기 위하여 한정된 실험 대상과 조건, 환경내에서만 이루어질수 밖에 없는 한계가 있다. 따라서 실험 대상이나 조건 등에 한계가 있는 경우 골절 방지용 보호복 개발을 위한 기초 연구는, 골절 경험자나 정형외과 전문의와의 의견을 반영하는 정도에 그치고 있는 실정이다(박정현 & 이정란, 2016).

점차 고령인구가 증가함에 따라, 낙상으로 인한 고관절 골절 역시 증가하고 있으며, 그 발생율은 2050년이 되면 현재의 두배에 이를 것이라고 예상한다(Canale & Beaty, 2012). 65세 이상의 고령자 중 1/3은 매년 낙상을 입고, 40명 중 1명 꼴로 병원에 입원을 하며, 입원한 환자 중 50%만이 일년이상 생존한다고 한다(유인영 & 최정현, 2007). 특히 고관절 골절은 낙상으로 인한 실족이나 추락이 원인의 약 70-90%의 비율을 차지한다는

연구결과(윤강섭, 2004; 한문식 & 성상철, 1976)를 통하여, 고령자에게 빈번히 일어나는 낙상이 고관절 골절을 유발하는 가장 직접적인 원인이 된다는 것을 알 수 있다. 특히 고관절 골절은 다른 다양한 부위들의 골절에 비하여 가장 치료가 힘들고 합병증이 많은 것으로 알려져 있다(대한노인병학회, 2015). 대다수의 고관절 골절이 주로 고령에서 발생하는데, 고관절 골절의 문제는 단순히 골절에 그치지 않고 높은 사망률과 이환율을 보여 일반적으로 골절후 1년 내에 사망할 확률이 30% 이상에 이르기 때문이다(Canale & Beaty, 2012).

고령자의 고관절 골절을 예방하기 위해 현재 국내에서 판매하고 있는 보호복은 고가의 수입 제품이 대다수인데, 대부분 엉덩이 옆부분이나 엉덩이 부분에 폼 패드를 넣은 내의 및 외의 형태를 가진다(Lee et al., 2013). 현재 개발된 대다수의 보호복 형태는, 보호 패드의 위치가 국내 고령자 체형에도 적합하지 않을 뿐 아니라(전은진, 박세권, 유희천, & 김희은, 2014), 보호 패드의 크기와 형태, 장착 위치가 보호복마다 제각기 달라, 낙상시 위험을 효과적으로 감소시키는 제품을 비교하고 판단하여 선택하는 것이 어렵다. 고령자의 고관절 골절 예방을 위한 보호기구는, 낙상시 골절에 가장 큰 충격을 주는 부위에 부착되어 충격을 가장 효과적으로 흡수하며 국내 고령 여성의 체형에 적용한 충격 위치를 찾아내는 것이 필요하다. 하지만 인체가 받는 충격량의 분석은 실제 대상인 고령자를 대상으로 실험하기가 어려워 객관적인 보호 효과를 파악하는데에는 한계가 있으므로, 낙상 경험자나 전문의와의 인터뷰 내용을 반영하는 정도에 그치고 있는 실정이다(김충현 et al., 2011), (박정현 & 이정란, 2016).

기존에 3차원 스캐너를 이용하여 다양한 의복 제품 개발에 사용되었던 3차원 가상 인체의 체표면 형상인 ‘단순 형상 모델’은, 인체 내부의 뼈대를 재현하고 근육을 연결하여 연결된 근육에서 발생하는 힘과 모멘트를 산출하는 솔리드(solid) 타입의 ‘다물체 모델’로 발전하였다. 다물체 모델은, 실제 인체를 대신한 가상 현실에서의 동역학적 시뮬레이션과 의공학 분야의 분석을

통한 인간공학적 제품 개발 및 의학적 치료용 등으로 다양하게 활용되며 보다 인체와 유사한 가상 모델로 발전하고 있다. 이뿐 아니라, 다물체의 모델은 근력 이외의 수치적 해석이 유용한 요소(element)로 분할된 ‘유한요소 모델’로 발전되어, 다양한 환경적 요인에 대하여 역학적으로 분석이 가능하기에 이르렀다(이건우, 2009). 유한요소 모델은, 부피를 갖는 물체는 실제로 유한개의 원자와 분자의 결합으로 이루어졌다는 원리를 이용하여, 가상의 물체 역시 유한개의 절점과 그 절점을 이어주는 요소로 구성되도록 설정한 모델이다. 유한요소 모델을 이용한 분석은, 특정한 위치에서 물체에 작용한 힘의 크기를 구하고자 할 때, 대상의 절점들과 요소들이 갖는 위치와 작용힘을 수치기법과 컴퓨터를 이용하여 연립방정식의 해를 산출하는 분석 방법을 의미한다.

단순형상 모델의 경우, 인체의 형태 및 사이즈 정보를 정확히 반영하여 의복의 개발과 체형의 분석 등의 연구에 기초적인 데이터를 반영할 수 있는 반면, 형태 정보를 반영한 연구에만 활용되는 한계를 가진다. 다물체 모델의 경우, 뼈대와 근육의 기능 및 운동을 분석할 수는 있으나 바디의 형상 정보는 전혀 반영하지 못하고 있을 뿐 아니라, 뼈대에 붙은 근육의 힘과 모멘트 분석 정도에만 그치고 있다. 유한요소 모델의 경우, 주로 기계 및 건설 구조물 위주의 분석이 이루어져왔으며 최근 적용되는 인체 모델은 정형외과 수술 목적의 뼈대와 연골 수준의 연구에 한정되어 이 역시 인체의 형상 자체는 분석에 반영하지 못하고 있다는 한계를 가지고 있으므로, 이를 골절의 특성 등을 파악하기 위한 실험에 활용하기 위해서는 인체의 형상과 뼈대, 연골 등의 모든 정보를 반영한 유한요소모델링과 시뮬레이션이 필요한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 보호복의 개발에 있어, 보호복 패턴에 적용이 가능한 정확한 낙상과 골절의 위치 및 특성을 파악하고 실제의 인체를 대상으로 하는 낙상 충격 실험을 대체하기 위한 방안으로 유한요소 모델을 이용한 3차원 시뮬레이션 방법을 개발하고자 한다. 골절 방지 목적의 보호복 개발을 위하여 인체 유한요소모델을 사회적으로 문제가 심각한 고령 여성의 고관절 골절

방지를 목적으로 하는 보호패드의 특성을 설정하는 실험 방법에 활용함으로써 유한요소 모델을 이용한 3차원 유한요소 시뮬레이션 적용의 대표적인 사례로 제시하고자 한다. 이에 따라, 한국인의 대표 뼈대 형상에 고령 여성의 외부 바디 형태를 최대한 반영한 고관절 부위의 유한요소 모델을 만들고 낙상시와 유사한 가상 시뮬레이션을 함으로써, 낙상시 고관절에 가장 큰 충격을 주는 부위의 위치 및 충격량을 분석하여 고관절을 보호해주는 보호 패드의 위치 및 형태 등의 특성을 산출하고자 한다.

본 연구는 가상 충격 실험을 통하여 수치적 해석의 결과를 비교하여 연구 결과에 반영함으로써 보다 객관적인 보호 패드의 위치 및 형태를 제안할 수 있는 가상 충격 실험에 대한 활용 방법을 제안할 뿐 아니라, 단순형상 정보에 국한하여 연구되고 있는 다수의 특수 의복 개발 분야에 다물체 모델 및 유한요소모델을 적용하는 기초적인 정보로 활용될 수 있을 것으로 기대한다.

1.2. 연구의 목적

본 연구는 보호복의 개발에 있어, 보호복 패턴에 적용이 가능하도록 정확한 낙상과 골절의 위치 및 특성을 파악하고 실제 인체를 대상으로 하는 낙상 충격 실험을 대체하기 위한 방안으로 유한요소 모델을 이용한 3차원 시뮬레이션 방법을 개발하고자 한다. 인체 유한요소모델과 시뮬레이션을 국내 고령 여성의 고관절 골절 방지를 목적으로 하는 보호 패드의 특성을 설정하는 데에 활용하여, 인체의 유한요소 시뮬레이션 적용의 대표적 사례로 제시하는 데에 그 목적이 있다.

연구문제 1. 한국 고령 여성의 뼈대, 근육, 외부 바디의 형상을 반영하여 고관절 부위의 3차원 다물체 표준 모델을 개발한다.

연구문제 2. 고관절 부위의 3차원 다물체 표준 모델을 가상 공간에서 충격 시뮬레이션이 가능한 메쉬로 이루어진 유한 요소 모델로 변환한다.

연구문제 3. 3차원 가상 공간에서 낙상시 고관절에 가해지는 충격을 주는 시뮬레이션을 실행하여, 고관절 골절을 예방할 수 있는 보호 위치를 산출한다.

연구문제 4. 폼을 이용한 보호패드를 적용하여, 골밀도 분류별 패드의 두께와 형태를 설정하여 가상 공간에서의 시뮬레이션 결과를 비교함으로써 효과를 검증한다.

2. 이론적 배경

2.1. 3차원 가상 인체 모델의 연구 동향

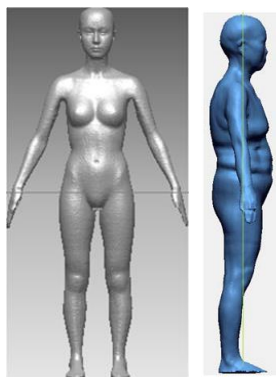
인체에 직접적인 영향을 주는 다양한 제품들을 개발하는 경우, 더욱 다양한 실험을 통한 적합성 검증을 위하여 3차원 가상 환경에서의 인체가 다양하게 활용되고 있다. 다양한 가상의 인체 모델은 IT 기술이 발달함에 따라 인체의 형태와 특성을 더욱 유사하게 적용하며 점차적으로 발전하고 있다.

기존에 3차원 스캐너를 이용하여 다양한 의복 제품 개발에 사용되었던 3차원 가상 형상 인체 모델들은 ‘단순 형상 모델’로 불리우며, 단순한 껍데기(shell) 타입의 형태로 물체의 외부 형태만을 적용한 모델이다. 기존의 형상 자체만 보여준 ‘단순형상 모델’들은, 한단계 나아가 근육이나 인대에 힘과 모멘트 등을 적용하게 한 ‘다물체 모델’로 발전하였다. 다물체 모델은, 내부가 채워져있어 부피가 있는 솔리드(solid) 타입의 가상 모델을 의미한다. 인체와 마찬가지로 모델의 내부에 부피가 존재함으로서 가상현실에서의 동역학적 시뮬레이션과 의공학 분야의 분석을 통한 인간공학적 제품 개발 등으로 다양하게 활용되고 있다. 최근 이러한 다물체 모델은 더욱 발전하여 각 인체의 솔리드모델을 수치적 해석이 가능한 요소(element)들로 분할한 ‘유한요소 모델’로 활용되고 있다(이건우, 2009). 유한요소 모델은 인체와 유사한 물성을 갖는 작은 요소들 각각을 수치화할 수 있으므로, 인체가 받는 다양한 힘들에 대하여 보다 정밀하게 분석하여 활용이 가능하다.

2.1.1. 단순형상 모델

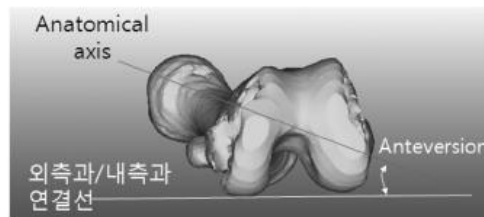
단순형상모델은 가상 인체의 가장 기본적인 모델로, 3차원 바디 스캐너를 통하여 얻을 수 있는 인체의 일부나 전신의 표면(껍데기, shell타입) 형상을 의미한다. 단순형상 모델은 물체의 형태 정보만을 반영하므로, 이를 이용하여 인체에 닿는 방식의 제품들을 개발하는 경우, 사용자의 형태적 정보를 사실 그대로 반영하여 제품에 대한 사용자의 만족감을 크게 높여줄 수 있다. 이러한 이유로 인하여, 형상 모델은 인체의 형태적 정보가 요구되는 다양한 분야에서 활용되어 왔다. 특히, 의류학에서는 체표면의 형상 및 사이즈 정보를 이용하여 가상 인체 형상 모델을 개발하거나 분석하고 더 나아가 이를 이용하여 개별 맞춤 시스템의 개발 및 자동 패턴 개발 등으로 활용하는 연구가 활발히 이루어져 왔다. 하지만 단순형상 모델은 인체의 형태 및 사이즈 정보를 정확히 반영하는 반면, 형태 정보에 대한 연구에만 한정되어 활용이 가능하다는 한계를 갖는다.

단순형상 모델의 경우, 국가기술표준원의 사이즈코리아 (Size Korea)와 한국과학기술연구원 (KISTI)의 디지털코리안 (Digital Korean) 사업을 통하여 한국인의 뼈, 인체 등의 다양한 형태적 형상 정보를 제공하고 있다.



(a)shell 타입의 가상 바디

(국가기술표준원, 2014)



(b)shell 타입의 가상 뼈 형상

(최명환, 구본열, 채제욱, & 김재정, 2014)

그림 2-1. 단순형상모델의 예

2.1.2. 다물체 모델

다물체 모델은 단순히 형상 정보만을 제공하는 단순형상모델에서 더 나아가, 인체를 구성하는 경우 운동량 등을 계산할 수 있는 근골격계를 포함하여 구성된 모델이다. 각 근육과 뼈대를 유기적으로 연결하여, 근골격이 움직일 때 발생하는 힘과 모멘트 등을 구하는 용도로써 생체역학 분석이나 운동 분석 등의 시뮬레이션을 목적으로 활용된다. 따라서, 다물체 모델은 형태만 제공하는 껍데기(shell)타입인 단순형상 모델과는 달리, 힘과 운동량등이 측정가능한 내부가 채워진 고체(solid)의 특성을 가진다.

다물체 모델의 경우, 근골격계의 물성을 모두 적용하여 구조역학적 분석까지 하는데는 무리가 있으나, 각 관절의 조인트(joint)에 따른 운동 및 힘의 방향 등에 대한 능동적인 시뮬레이션이 가능하다(이건우, 2009). 다물체 모델은 뼈대와 근육의 기능 및 운동을 분석하는 다양한 연구들에 활용되고 있으나, 단순형상모델과 같은 인체의 형상 정보를 반영하지는 못하고 있다는 단점이 있다. 또한 뼈대에 붙은 근육의 힘과 모멘트 분석 정도에만 그치고 있어, 주로 근육의 기능에 대한 연구 분야에 한정되어 활용되고 있는 실정이다.

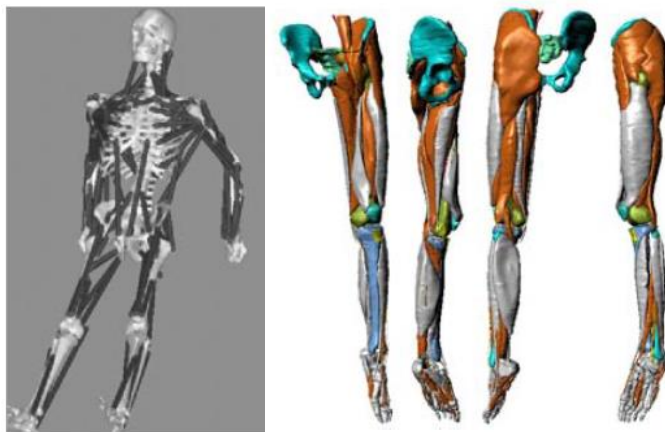


그림 2-2. 솔리드 타입의 다물체모델의 예

(이건우, 2009)

2.1.3. 유한요소 모델

부피를 갖는 물체는 실제로 무한개의 원자와 분자의 결합으로 이루어져있다. 이러한 원리를 이용하여, 가상의 물체 역시 유한 개의 절점(node)으로 구성되어있고 각 절점 사이를 서로 유기적으로 맺어주는 요소(element)로 구성되어있다고 가정할 수 있다. 유한요소란, 주로 삼각형과 사각형을 이용하여 일부의 정의된 구역을 분할한 작은 절점(node)과 요소(element)의 형태를 의미한다(그림 2-3).

물리적 운동을 설명하는 대다수의 법칙들은 일반적으로 미분 방정식을 이용하여 기술되는데, 유한요소법은 이러한 미분 방정식을 푸는 수치적인 근사해법을 의미한다. 따라서 유한요소로 이루어졌다고 가정한 구조물은 그 구조물을 구성하는 절점들의 변위를 미지수로 하는 연립방정식으로 나타낼 수 있다. 그리고 이를 수학적으로 계산하여 외력에 의한 각 절점에서의 변위를 구함으로써 변위, 변형율, 응력 등의 값을 수치적인 근사해법으로 계산할수 있다(태성애스엔이, 2008). 즉, 특정한 물리적 성질을 가지고 있는 물체의

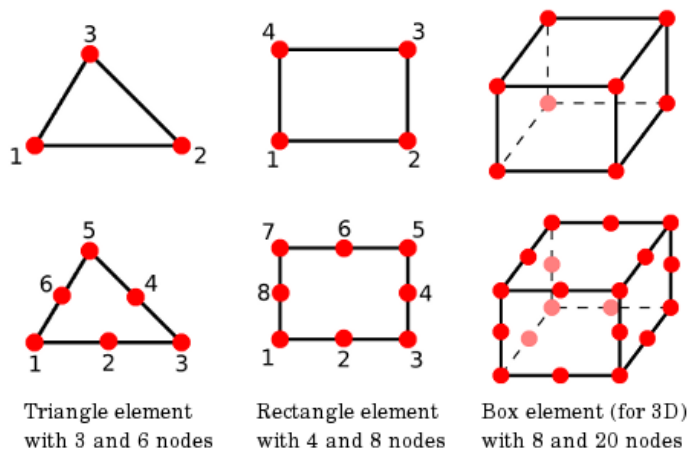


그림 2-3. 2차원, 3차원 유한요소의 절점(node)과 요소(element)

(https://homepages.dias.ie/~js/000_finiteElement.php)

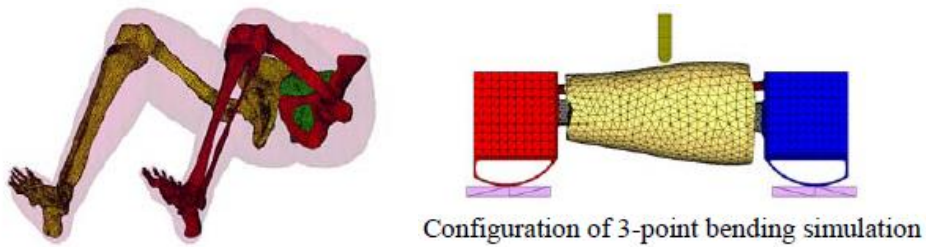
외형에서 원하는 특정한 위치에 작용한 힘의 크기를 구하고자 할 때, 대상 물체를 유한한 작은 절점과 요소들로 분할하여 구하고자 하는 위치의 절점에서의 작용 힘을 수치 기법과 컴퓨터를 이용하여 근사해를 산출하는 것이 유한요소해석인 것이다 (정현조, 서영성, 윤천석, & 최명진, 2005).

유한요소모델은 특정한 환경 및 상황에 대한 시뮬레이션을 하기 위하여, 인체의 일부분이나 전신을 solid형식으로 모델링하여 수많은 유한요소들로 구성된 모델을 의미한다. 이는 단순한 껍데기(shell)타입의 형태 정보만을 제공하는 단순형상모델을 내부가 채워진 고체(solid) 타입으로 변환하고, 구성 물체들을 결합한 다물체 모델화 한 후, 그 내부 및 형상을 작은 요소들로 분할하여 유한요소 모델로 완성한다. 각 구성들에 실제와 유사한 물성 정보가 적용되고, 작은 유한 요소들로 구성됨에 따라, 보다 실제에 가까운 인체의 근골격계와 연조직의 변형을 상세히 묘사할 수 있다(박상백 & 채수원, 2015).

유한요소모델은 기존의 공학 분야에서 다양한 하중에 대한 건축물, 자동차 등의 재료들의 변형 등을 살펴보는 단계에서 더 나아가, 인체의 유한요소모델을 개발해가며 의학분야에서 질병이나 사고와 같은 상황에 대한 역학적 반응을 연구하는데에까지 확대되어 다양하게 활용되고 있다(정지영 et al., 2013) (**그림 2-4**). 하지만 의학분야에서 활용되는 대다수의 유한요소모델은 정형외과 수술 목적의 뼈대와 연골 수준의 연구에 한정되어 있다는 한계를 갖는다. 연부조직을 포함한 인체의 형상 정보를 반영하는 연구는 기능성 신발 개발을 위한 발바닥의 보행 압력을 연구한 정도에 그쳐, 인체의 형상 정보를 반영한 유한요소 모델의 연구가 더욱 다양하게 개발될 필요가 있다.

특히 **그림 2-5** 과 같이 인체가 받는 하중이나 충격량 등의 분석이 필요한 경우, 실제 피험자를 대상으로 진행하는 연구는 연구윤리심사를 거친 건강한 피험자를 선정하여 안전하게 진행되어야 하므로 한정된 조건과 환경 내에서 실험이 이루어져야 할 뿐 아니라, 피험자가 다양한 위험에 노출되는 등의 많은 한계가 있다. 따라서 인체의 내부에서 발생하는 근골격계의 역학적

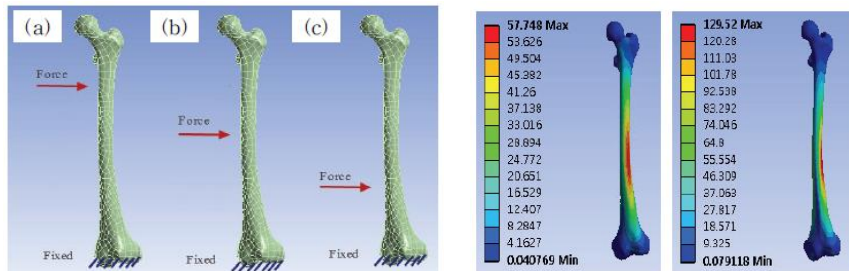
분석을 가상 시뮬레이션의 방식으로 대체되는 것이 매우 유용하다.



(채수원, 박상백, 이해아, 김수민, & 오은경, 2013)

(a) 하반신 뼈대의 유한요소 모델

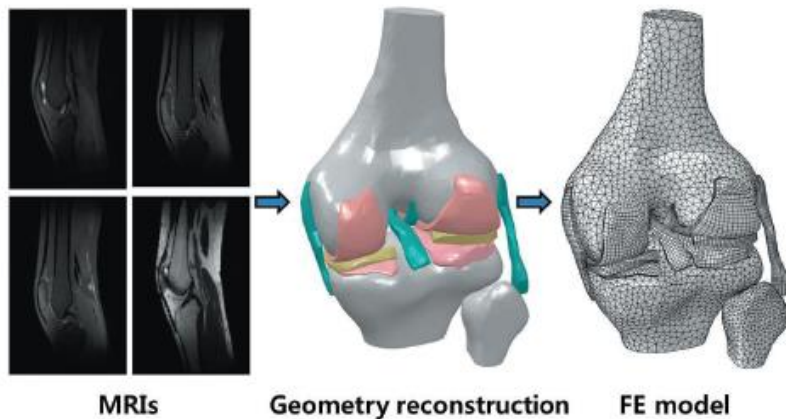
(b) 종아리 부위의 유한요소 모델



(서정우 & 전용태, 2008; 송승엽 & 최성대, 2013; 이상호, 이승복, & 정민석, 2009)

(c) 넙다리뼈의 유한요소 모델

(d) 넙다리뼈의 유한요소 모델 해석 결과



(정지영, 김판권, 이희정, & 신충수, 2013)

(e) 무릎 관절의 유한요소 모델 개발 과정

그림 2-4. 인체의 유한요소모델과 유한요소해석의 예



그림 2-5. 실제 인체 대상의 낙상 실험 예
(김충현, 이영재, 이필재, & 이정환, 2011)

2.2. 유한요소 모델의 메쉬 설정

다물체모델을 유한요소 모델링 하기 위해서는, 덩어리 형태의 솔리드 모델을 작은 절점과 요소로 구성하도록 변환하는 과정이 필요한데, 이 과정에서 격자(메쉬, mesh)가 형성된다. 메쉬는 유한 요소를 구성하는 기준인 절점(node)들과 그 절점을 연결하는 요소(element)들을 설정해주는 작업을 뜻한다. 유한요소모델은 그 물체의 물리적 성질을 갖고 있는 유한하고 작은 솔리드 요소들의 집합을 의미하는 것이므로, 유한요소 모델의 모델링에서 가장 중요한 것은 이러한 요소를 정의하게 되는 메쉬의 설정이다. 모델마다 어떠한 메쉬를 설정하였는지에 따라, 해석의 결과가 다소 달라질 수 있다.

부피가 없는 쉘형태의 단순형상모델에서는 삼각형과 사각형의 면으로 구성된 2차원 메쉬를 사용하지만, 3차원의 솔리드 타입의 모델에서는 삼각형과 사각형의 면이 기본이 되면서 부피를 함유한 3차원 메쉬를 적용하게 된다. 3차원 가상 모델에서의 메쉬의 종류로는, 삼각형을 기반으로한

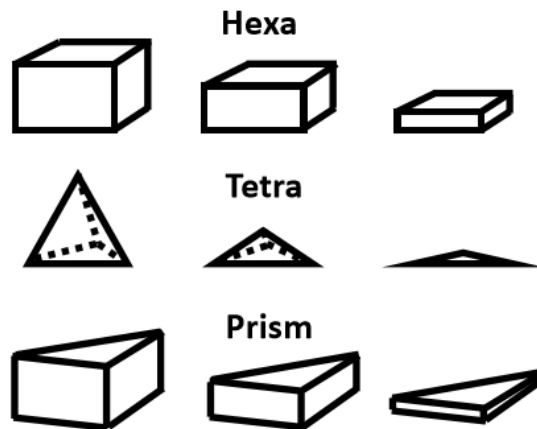


그림 2-6. 3차원 유한요소 모델의 메쉬 종류

(www.ozeninc.com/)

사면체(tetra) 메쉬, 사각형을 기반으로한 육면체(hexa) 메쉬, 삼각형과 사각형면을 결합하여 구성한 프리즘(prism) 메쉬가 있다(그림 2-6). 모델의 형태 및 분석 목적에 따라, 각 특성에 맞는 메쉬를 적절히 선택하여 모델링하는 것이 필요하다.

다양한 종류의 메쉬 타입이 존재하고 메쉬의 설정 방식에 따라 결과가 달라질 수 있는 만큼, 유한요소 모델이 적용되는 메쉬는 그 질(quality)이 중요하다. 특히, 인체를 모델링한 근골격계의 모델은 크기가 다양하고 형태가 복잡하며 높은 곡률을 가진 구조로 이루어져 있으므로, 메쉬의 크기 및 형태 설정의 방식이 복잡해지는 것이 일반적이다. 실제 인체의 부위를 유한요소 모델로 모델링하여 유한요소해석을 진행한 연구들은 다수 존재하나, 총 80편의 인체 유한요소 해석 연구중 메쉬의 질 (Mesh Quality)에 대한 분석을 한 경우는 약 5%에 불과하였다 (Burkhart et al., 2013). 하지만 어떠한 메쉬를 사용하여 유한요소 해석을 했는지에 따라 결과값의 차이가 발생하는 만큼, 유한요소 해석을 진행하기 앞서 적용한 질에 대한 타당성을 검증할 필요가 있다.

적절한 메쉬를 판단하는 방식으로는 등가 질(Equivalent Quality), 메쉬의 가로세로 비율(Aspect Ratios), 메쉬 각도 이상화(Angle Idealization), 요소의 자코비안(Element Jacobians)의 네가지가 있다(Burkhart et al., 2013). 해석에 적합한 메쉬는 이러한 세가지 기준을 모두 충족하는 경우에 해당한다. 하지만 굴곡이 심한 근골격계의 경우 모든 조건들을 모두 만족하기는 쉽지 않으므로, 일정 %이상의 메쉬들이 충족하면 유한요소 해석에 적합하다고 판정하는 것이 일반적이다.

2.2.1. 메쉬의 가로 세로 비율 (Aspect Ratios, AR)

특정 모델을 유한요소로 분할하는 경우, 그 물체의 형태와 크기가 다양하기 때문에 모두 그림 2-7의 a 처럼, 정육면체나 정사면체의 요소로 메쉬를 형성하는 것은 불가능하다. 어떤 경우는 그림 2-7의 b 처럼 요소의 모서리길이가 많이 달라질 수 있다. Aspect Ratios(AR, 종횡비)는 이렇게 달라진 요소의 모서리 선분 길이를 가장 긴 길이와 가장 작은 길이의 비로 계산한 값을 의미한다.

일반적으로 공학적 해석을 목적으로 강체와 같은 모델에 유한요소를 형성하는 경우, AR은 1보다 작은 경우까지만 좋은 질의 메쉬라 정의한다.

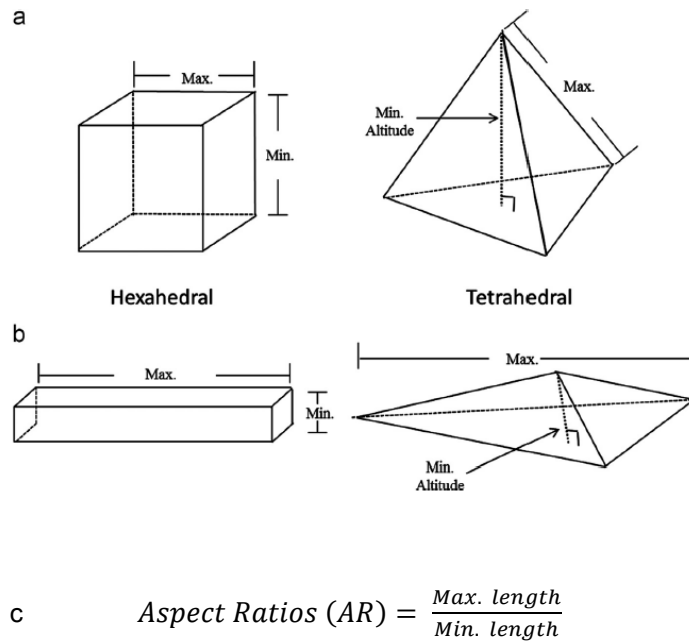


그림 2-7. 육면체와 사면체 메쉬의 Aspect Ratio 계산 방식
(Burkhart et al., 2013)편집

하지만 근골격계의 경우, 곡률이 특히 심하고 다양하며 작은 형태를 가진 경우가 많으므로 이러한 기준의 메쉬 컨트롤은 부적절하다. 선행연구의 다양한 근골격계 모델링의 AR 기준을 비교한 결과, 육면체 메쉬의 경우는 AR이 1 이하인 경우는 매우 적절하고, 3이하인 경우 적절하며, 3에서 10사이의 경우 주의를 요하나 주의가 필요하다. AR이 10 이상인 경우는 부적절하다고 평가한다(Burkhart et al., 2013; Felippa, 2004).

사면체의 경우는 AR이 3이하의 적절한 메쉬라 평가할 수 있으며(Burkhart et al., 2013), 이때 3이하의 메쉬가 전체 메쉬들의 95% 이상을 차지하는 것이 좋다(Tsukerman & Plaks, 1998).

표 2-1. AR을 기준으로 한 메쉬 질 평가

메쉬 종류	AR 기준	평가
육면체	AR <1	Very good
	1 < AR < 3	Acceptable
	3 < AR < 10	Caution
	AR > 10	Alarm
사면체	AR < 3	Good (ARs < 3이 95% 이상)

2.2.2. 메쉬의 각도 이상화 (Angle Idealization)

각 메쉬들은 질점을 중심으로 3개의 모서리 요소가 구성되어있으며 각 모서리끼리 특정 각도를 가진다. 이상적인 메쉬는 정육면체와 정사면체의 메쉬이므로, 가장 질 좋은 메쉬는 질점마다 모서리 사이의 각도가 90도, 60도인 메쉬를 말한다. 메쉬가 이상적인 형태에 비하여 더 많이 변형될수록 모서리 사이의 최소 각도는 더욱 작아지게 된다. 따라서, 질 좋은 메쉬를 형성하는 기준은 이러한 내부 각도를 비교하여 판정할 수 있다. 근골격계 유한요소 모델의 메쉬 질을 메쉬의 각도로 판정하는 기준은 표 2-2와 같다.

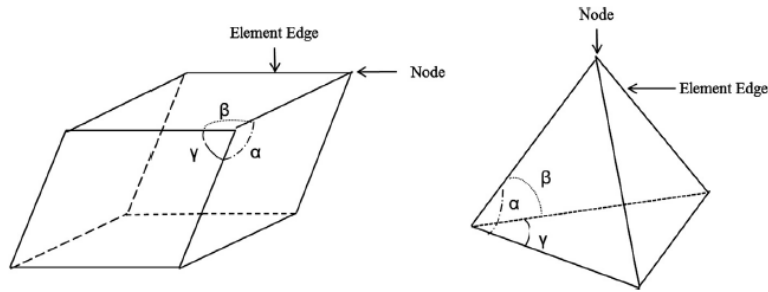


그림 2-8. 육면체와 사면체 메쉬의 질점 별 내부 각도

(Burkhart et al., 2013)

표 2-2. Angle Idealization 을 통한 메쉬 질 평가

메쉬 종류	내부각도 기준	절대각도 기준	평가
육면체 ¹	70도 이내	160도이내	Good (70도 이내의 메쉬가 95%이상)
사면체 ²	30~150도		Good

¹(Burkhart et al., 2013) ²(Klingner & Shewchuk, 2008)

2.2.3. 요소의 자코비안 (Element Jacobians)

메쉬 내의 절점마다 서로 다른 모서리의 길이 변화와 각도 변화가 모두 일어나는 경우, 결국 이상적인 메쉬에 비하여 다양한 방향으로 부피가 변화하는 결과를 보이게 된다. 따라서 이상적인 메쉬에 가까울수록, 모든 방향에 대한 부피의 왜곡 역시 줄어들게 된다. Element Jacobian은 요소의 이상적 모델과 실제 모델 사이에 각 x, y, z방향별로 발생하는 부피의 왜곡을 측정하여 행렬의 방식으로 제공한다. 메쉬의 부피 왜곡 정도를 보여주는 Jacobian 행렬은 Jacobian ratio로 계산하여 메쉬의 질을 평가한다.

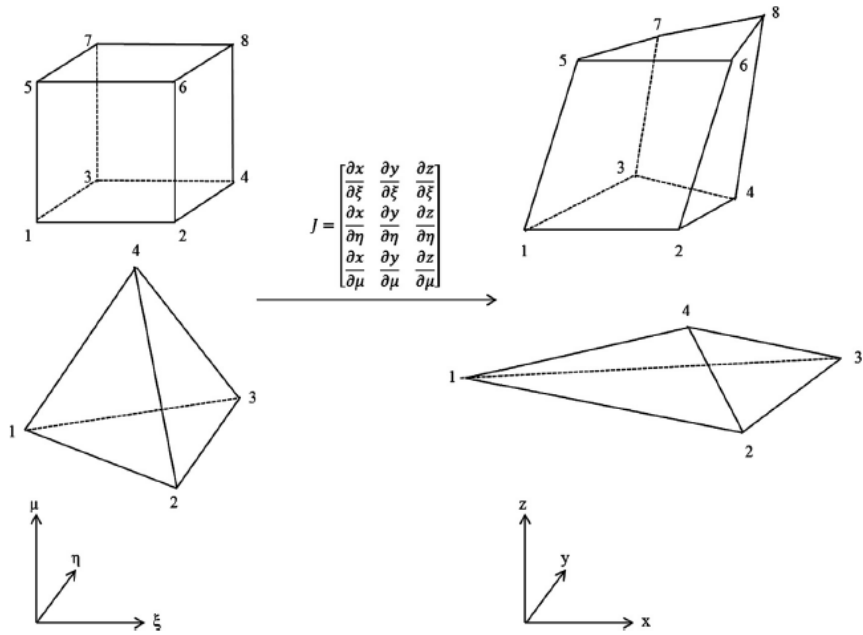


그림 2-9. 메쉬의 부피변형량 계산을 위한 Jacobian 행렬 계산

(Burkhart et al., 2013)

Jacobian Ratio의 판단 기준은 아래와 같으며(Burkhart et al., 2013), 아래의 세 조건 중 1과 2의 조건을 모두 만족하는 경우가 좋다. Jacobian은 부피에 대한 왜곡을 기준으로 두므로, 사면체나 육면체의 메쉬 종류에 상관없이 같은 기준을 갖는다.

Aspect Ratios와 Angle Idealization, Element Jacobians 값들을 비교하여 평균적인 질을 계산한 값이 Equivalent Quality이다. Equivalent Quality는 1에 가까울수록 메쉬가 좋은 질을 가졌다고 판단한다(books.tsne.co.kr/books/kqh).

표 2-3. Jacobian Ratio를 통한 메쉬 질 평가
(Burkhart, Andrews, & Dunning, 2013)

	Jacobian Ratio	평가
1	양(+)의 값	Good
	0.2보다 큰 값	Good
2	0.7이하가 전체 메쉬의 5%이하	Good

본 연구에서는 이러한 네가지의 메쉬 질의 평가 기준을 모두 적용하여, 유한요소 모델의 설정에 활용에 적용하고자 하였다. 크기와 형태가 다른 메쉬들을 본 연구의 모델에 다양하게 적용한 후, 네가지의 좋은 메쉬 질 기준에 모두 부합하는 크기와 형태의 메쉬를 선정하여 유한요소 모델에 적용하였다.

2.3. 인체의 생체역학적 특성

생체역학 (Biomechanics)은 생체 시스템을 이해하기 위해 역학적 원리를 이용하는 분야로, 재료역학, 동역학, 유체역학을 주로 이용한다. 특히 근골격계 생체역학 연구에 있어서 근육의 운동과 관절에 작용하는 힘과 모멘트를 다루는 운동학(kinematics)과 운동역학(kinetics)은 주요한 생체역학의 주제이다(정지영 et al., 2013). 보행중 낙상시 발생하는 골절에 대하여 근골격계의 질환을 예측하고 예방하기 위해서는 이러한 생체역학적 특성을 파악하는 것이 매우 필요하다.

2.3.1. 외력과 부하에 따른 역학적 특성

외력은 외부에 접하고 있는 경계에서의 힘(Force)이며 부하는 어떤 물체에 힘을 가했을 때 그 물체가 받는 힘으로 정의하며, 단위는 주로 N을 사용한다. 모든 힘에는 크기와 방향이 존재하므로, 그 방향의 특성은 벡터를 이용하여 표현한다(그림 2-10).

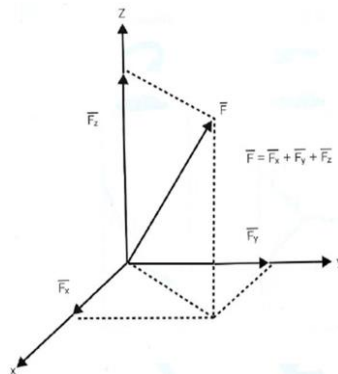


그림 2-10. 힘의 크기 및 방향 표시
(서울대학교정형외과교실, 2016)

외력이나 부하가 인체에 작용하는 경우, 변형이 생기는 부분의 단위면적당 작용한 힘을 응력(stress)라고 하며, 단위는 N/m^2 , Pa 을 사용한다. 응력은 표면에 수직으로 작용하는 수직응력(일반적으로 응력으로 불리어짐)과 물체의 표면에 평행하게 작용한 힘에 의해 발생한 전단응력(shear stress)의 종류가 있다. 수직 응력은 표면의 직각 방향으로 잡아늘이는 인장응력(tensile stress)과 압축시키는 압축응력(compressive stress)으로 분류되어진다.

힘이 일정 이상으로 가해져, 원래 크기에 비하여 변화된 경우, 변화된 길이를 원래 길이로 나눈 값을 변화율(%)로 나타낼 수 있는데, 이를 변형률(strain) 이라고 한다. 뼈와 같은 재료들은 외력으로 인해 변형이 일어나긴 하나, 외력이 제거되면 원상태로 회복되는 탄성 변형(elastic deformation)을 일으킨다. 이때 가한 힘에 대하여 선형적인 변화가 일어나는 경우를 선형 탄성(linear elastic) , 비선형적으로 변화가 일어나는 경우는 비선형 탄성(Non-linear elastic) 으로 구분한다.

선형탄성체의 경우 응력(stress)에 대한 변형률(strain)의 양상은 응력-변형률 곡선(stress-strain curve)로 표현할 수 있다. 뼈의 경우 **그림 2-11** 와 같은 응력-변형률 곡선을 보이며, 이때 P는 비례한도, Y는 항복강도, E는 탄성계수, U는 최대 강도, R은 파단점을 의미한다. 특히 P점까지의 직선 기울기는 A/B로 계산이 가능한데, 이를 탄성계수(E)라고 정의하여 물체마다 갖는 선형 탄성의 특징으로 본다. 탄성계수(E)가 클수록 변형이 쉽게 생기지 않는 강한 물질을 의미한다. 이는 단순 인장이나 압축 시험에서 영의 계수(Young's modulus)라고 하며 탄성계수(E)와 같은 의미로 사용된다.

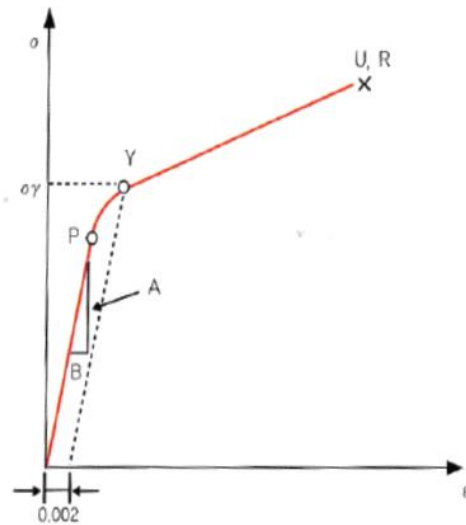


그림 2-11. 뼈의 응력-변형률 곡선
(서울대학교정형외과교실, 2016)

일반적으로 선형탄성 재료의 경우, 물체가 균질하고 등방성이며 작용하는 축방향력이 물체 길이의 전 구간에서 일정할때에 Poisson 효과가 나타나게 되며, 이러한 효과는 Poisson's ratio로 정의하여 각 재료를 구분하여 사용할 수 있다. Poisson's ratio 는 축방향 변형도에 대한 가로방향 변형도를 의미한다. (서울대학교정형외과교실, 2016)

$$\nu(\text{Poisson's ratio}) = -\frac{\epsilon'}{\epsilon} \quad (\epsilon' \text{가로방향 변형도}, \epsilon \text{축방향 변형도})$$

많은 재료에서 모두 선형 탄성의 성격을 가지지는 않는다. 작용하는 응력에 대한 변형율의 그래프에서 탄성 계수를 계산할 수 있는 직선 구간이 보이지 않으며, 곡선 형태의 구조를 가지는 것이다. 이럴 때 이러한 재료의 성질을 비선형(Non-linear)성을 띤다고 한다. 따라서 탄성계수를 적용할 수 없으며, 부여한 하중에 따라 변형이 달라진다. 비선형 재료의 경우 특정 탄성계수를

정의하지 못하므로, 이를 분석하기 위해서는 그림 2-12의 (b)와 같이 변형 순간마다 일종의 근사식의 반복과 수정을 통하여 수렴하는 해를 계산하는 Newton-Raphson방식이 주로 활용된다.

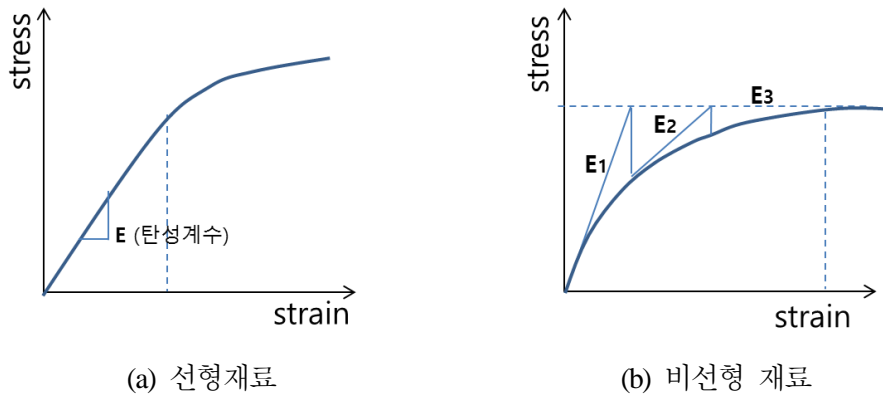


그림 2-12. 선형 및 비선형 응력-변형률 곡선

인체를 구성하는 뼈나 근육, 연부조직의 경우 선형적 성질뿐 아니라 비선형의 초탄성 및 점탄성의 성질도 갖는다. 따라서 이를 활용하여 시뮬레이션에 적용하는 경우, 인체의 구성 항목간의 재료 특성을 연구 목적에 맞도록 적합한 값을 적용하여 분석에 활용해야 할 필요가 있다. 특히, 비선형 재료의 경우 유한요소 시뮬레이션 상의 탄성계수값을 적용하는데에 전처리 과정에 많은 시간이 소요되어 최대한 선형적 재료 특성을 이용하는 것이 적합하다고 여겨지므로, 본 연구에서의 시뮬레이션 과정에는 탄성계수와 Poisson비, 밀도 데이터를 주요한 재료의 물성치로 설정하였다.

2.3.2. 인체의 물성

뼈는 선형 탄성과 점성을 모두 가지는 비균질성 물질이다. 뼈는 단단한 성질을 갖는 피질골과 다공성 구조의 해면골로 구성되어있다. 또한 부위별 형태와 구성물질에 따라 다양한 역학적 특성을 보인다. 뼈는 선형적 특성을 갖는 탄성체 이기 때문에, 대다수의 연구에서는 탄성계수와 Poisson 비를 평균하여 활용한다. 일반적으로 뼈는 피질골의 특성을 반영하여 활용하는데, 이는 해면질의 경우는 성별과 나이 및 건강상태 등에 따라 그 특성이 매우 다양하기 때문이다. 뼈(피질골)의 평균적 탄성계수는 7,300~11,500MPa이며, 뼈의 Poisson 비의 평균은 0.3 에 가깝다(표 2-4, 그림 2-15).

근육과 인대 및 지방질을 포함한 연부조직은 구성성분의 비균질성과 다양성의 이유로 물성 역시 매우 다양하여(표 2-4) 일반적인 재료처럼 단 하나의 값으로 명확히 표현하기는 어렵다. 연부조직에 대한 정확한 물성을 표현하기 위해서는 선형성, 비선형성의 물성정보를 구성 조직마다 모두 다르게 적용하는 것이 바람직하나, 연부조직을 하나의 물체로 가정하는 경우는 단하나의 물성으로 표현하는 것은 어렵다. 따라서 많은 구성물질들로 인해 특정한 값으로 정의하기 어려운 인체의 연부조직의 경우는, 대상체의 일부를 시편으로 만들어 이를 압축하고 인장하는 실험을 통하여 물성치를 파악하는 일반적인 방식이 아닌, 대상의 표면에 압자(indenter)를 접촉하게 하여 그 구조 내에서의 탄성계수의 범위를 제안하는 방식도 적용하고있다. 피부에 압자를 접촉하여 물성을 계산하는 방식은 그림 2-14 와 같으며, 이러한 실험들을 통하여 얻은 연부조직 중 피부에서의 물성은 표 2-5와 같다.

표 2-4. 선행연구에서 정의한 인체의 물성

종류	재료 특성	탄성계수, E [MPa]	Poisson's ratio	(연구자, 연구년도)
피질골	선형 탄성	7232.3	0.33	(Duda et al., 1998) (송승엽 & 최성대, 2013)
		7300	0.3	(Cheung & Zhang, 2006)
		7500	0.34	(Cho et al., 2009)
		7000~19000	0.3	(채수원, 박상백, 이해아, 김수민, & 오 은경, 2000)
		10000	0.3	(Argoubi & Shirazi-Adl, 1996)
		10000	0.34	(Belytschko, Liu, Moran, & Elkhodary, 2013) (류성현, 김성호, & 조진래, 2005)
		10500	0.3	(배지용 & 전인수, 2010)
		11500	0.12~0.3	(서울대학교정형외과교실, 2016)
근육	선형 탄성	303.9	0.3	(배지용 & 전인수, 2010)
인대		350	-	(전성모 & 김철, 2011b)
		416~459.3	0.3	(Bae & Jeon)
	비선형 초탄성	Neo-Hookeen 모델		(Pena, Calvo, Martinez, & Doblaré, 2007)
피부 및 연부 조직	선형 탄성	1.15	0.49	(Cho et al., 2009)
	비선형 초탄성	Mooney-Rivlin 모델		(전성모 & 김철, 2011a)
		Kelvin-Voight모델		(강문정, 조영남, 유홍희, & 채제욱, 2015)
		Yeoh/Ogden/Mooney- Rivlin/Neo-Hookeen 모델		(Karimi, Faturechi, Navidbakhsh, & Hashemi, 2014)
연골	선형 탄성	2.5	0.1	(Argoubi & Shirazi-Adl, 1996)

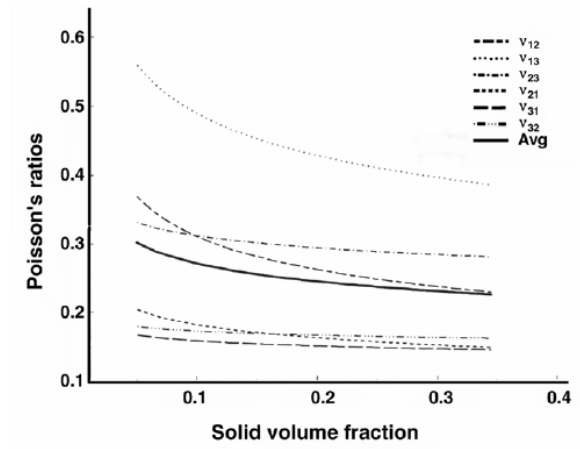


그림 2-13. 뼈의 평균 Poisson's ratio
(Cowin & Doty, 2007)




Model	Theoretical F versus δ
I Purely elastic sphere compression 	$F = \left[\frac{16E^* \delta^3}{9\pi} \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} \right]^{1/2}$
II Rigid sphere indenter 	$F = \frac{4}{3} \frac{E}{1 - \nu^2} \delta^{3/2} R^{1/2}$
III Rigid, flat-ended cylinder indenter 	$F = \frac{2ER\delta}{1 - \nu^2}$

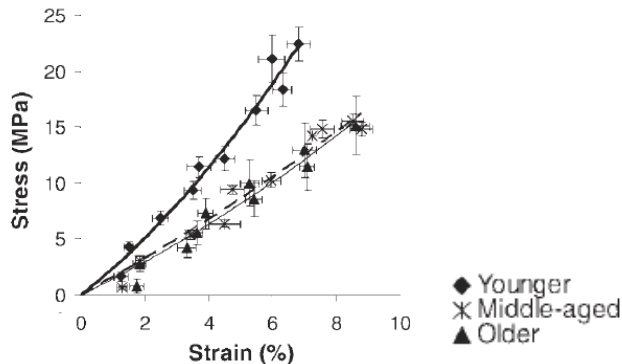
그림 2-14. 압자에 의한 연부조직의 물성 실험 및 계산 방식
(McKee, Last, Russell, & Murphy, 2011)

표 2-5. 압자(Indenter) 실험을 통한 연부조직의 탄성계수

(McKee et al., 2011) 편집

조직	탄성계수 범위 [kPa]	평균 탄성계수 [kPa]
피부	6~50000	~7700
피부(표면)	50000~11100	-
피부(표면제외)	6~222	~85

압자를 이용한 탄성계수의 계산은 피부와 같이 비선형 탄성의 성질을 가진 재료에서는 시간에 따라 변화하는 탄성계수값을 구간을 나누어 제안해준다.



Younger: 24 ± 1 yr, Middle-aged: 46 ± 1 yr, Older: 68 ± 1 yr

그림 2-15. 근육의 응력-변형률 곡선 비교

(Onambele, Narici, & Maganaris, 2006)

인체의 물성은 젊은 집단과 고령 집단 사이에 많은 차이를 보인다. 일반적으로 고령자의 근위 대퇴골의 강도와 골격의 밀도 모두 젊은 사람의 50% 정도로 감소하며(대한노인병학회, 2015), 특히 근육은 나이가 들면 젊은 사람에 비하여 28% 가량의 축소된 탄성계수를 보이는 근육의 상태로 변화한다는 연구(그림 2-15)(Onambele et al., 2006)를 토대로, 이를 고령자의 물성에 적절히 적용해야 한다.

인체는 부위별로 각기 다른 비율의 지방질, 근육, 장기 등이 분포되어 있기 때문에 부위에 따른 중량 또한 매우 다양하다. 인체의 일부를 대상으로

연구를 하는 경우, 이러한 부위별 중량은 그 부위의 부피나 밀도도 대략적으로 파악할 수 있는 중요한 수단이 된다. 인체의 부위별 중량을 계산한 선행연구(Dempster & Gaughran, 1967)를 통하여, 전체 몸무게에 대한 부위별 무게의 비율을 짐작할 수 있다.

이 중 본 연구에 활용하는 고관절에 해당하는 인체의 부위는 몸통윗부분을 제외한 복골반 부위 (26.39%)와 허벅지 (10.01%)이므로, 전체 무게의 36.4% 가량을 차지한다는 것을 알 수 있다.

표 2-6. 인체 부위별 무게와 비율

(Dempster & Gaughran, 1967)

인체 부위	무게 [kg]		비율 [%]	
	평균	표준편차	평균	표준편차
전체 몸무게	61.19	8.14	100	0
머리와 몸통	34.64	5.61	56.34	2.45
어깨 제외한 머리와 몸통	28.08	3.99	46.02	2.24
머리와 목	5.12	0.84	7.92	0.85
어깨	3.40	0.84	5.27	0.55
흉부	7.67	2.27	10.97	1.52
몸통 윗부분 제외한 복골반	16.32	2.51	26.39	2.91
팔	1.63	0.35	2.64	0.29
위팔	0.95	0.2	1.53	1.17
손	0.38	0.07	0.61	0.06
허벅지	0.61	0.99	10.01	1.2
종아리	2.85	0.7	4.61	0.53
발	0.88	0.18	1.43	0.14

(소수점아래 셋째자리에서 반올림함.)

2.4. 고령자의 고관절 골절 실태 및 위험성

고령자들은 장기의 기능과 근력이 저하되고, 균형감각 또한 둔화되기 때문에 나이가 들어감에 따라 더욱 많은 낙상을 경험하게 된다. 빈번하게 발생하는 낙상으로 인한 골절 중, 특히 고관절 골절은 다른 다양한 부위들의 골절에 비하여 가장 치료가 힘들고 합병증이 많은 것으로 알려져 있다(대한노인병학회, 2015).

고관절 주위의 골절은 50대 이후 증가하기 시작하여 65세 이상의 고령층에서 주로 발생한다. 65세 이상의 고령자 중 1/3은 매년 낙상을 입고, 40명 중 1명 꼴로 병원에 입원을 하며, 입원한 환자 중 50%만이 일년이상 생존한다고 한다. 이때 낙상과 관련한 상해로 가장 많이 다치는 곳은 엉덩이와 허리 부분인것으로 연구되었다(유인영 & 최정현, 2007). 고관절 골절은 낙상으로 인한 실족이나 추락이 가장 큰 원인으로 전체 고관절 골절 환자의 약 70-90%의 비율을 차지한다는 연구 결과를 통하여(윤강섭, 2004; 한문식 & 성상철, 1976), 고령자에게 빈번히 일어나는 낙상이 고관절 골절의 매우 직접적인 원인이 된다는 것을 알 수 있다. 점차 고령인구가 증가함에 따라, 낙상으로 인한 고관절 골절 역시 증가하고 있으며, 그 발생율은 2050년이 되면 현재의 두배에 이를 것이라고 예상하며 그 위험정도를 보여준다(Canale & Beaty, 2012).

고관절 골절의 문제는 단순히 골절에 그치지 않고 높은 사망률과 이환율을 보인다는데에 있다. 대다수의 고관절 골절이 주로 고령에서 발생하는데, 일반적으로 골절후 1년 내에 사망할 확률이 30% 이상에 이르기 때문이다(Canale & Beaty, 2012). 높은 사망률의 원인은 다수의 환자들이 노인성 질환을 동반하고 있기 때문이며(고덕환, 김기환, 신주용, 이준혁, &

김동현, 2006), 따라서 연령이 증가함에 따른 사망률도 증가하게 된다. 고관절 골절이 발생하였을 경우 대다수 수술 후 치료가 이루어 지므로, 수술 전 환자의 전신 건강상태가 사망률에 많은 영향을 미치는 것도 그 원인으로 보여진다.

낙상으로 인하여 고관절이 골절된 환자는 여성이 남성에 비하여 월등히 많이 발생하여, 남성보다 약 2~3배 많다. 이러한 원인으로는 여성이 폐경기에 접어들며 급격한 골손실이 일어날 뿐 아니라, 성장기에 나타나는 최대 골량(peak bone mass) 역시 남성에 비하여 낮은 것을 들 수 있다. 또한 여성의 평균연령이 남성보다 높아, 더 많은 고령 여성들에게 더 많은 낙상이 발생하게 되는 것 또한 여성이 더욱 많은 고관절 골절 환자를 보이는 원인으로 보여진다(대한노인병학회, 2015).

고령자들이 낙상하게 되는 장소는 실외보다는 실내가 약간 더 많으며, 실내에서는 침실, 목욕실, 계단에서, 실외에서는 거리에서 가장 많은 낙상을 경험하였다(유인영 & 최정현, 2007). 이러한 결과는, 특수한 장소에서 특정 장애를 가진 사람만 낙상을 경험하는 것이 아닌, 일상 생활에서 언제든지 쉽게 낙상으로 인한 골절을 당할수 있다는 것을 의미한다. 따라서 고령자의 낙상으로 인한 고관절 골절에 대한 예방책에 대한 논의가 다각적으로 이루어져야 한다.

2.5. 낙상시 고관절 골절의 특성

고령층의 고관절부 골절은 단순 낙상이 대부분을 차지하므로, 고관절부의 골절 위험인자를 알기 위해서는 낙상의 위험인자를 파악할 필요가 있다(윤강섭, 2004). 낙상으로 인하여 가장 많이 골절되는 부위는 엉덩이와 허리부분이며, 그 중 대퇴골경부가 대퇴골전자부보다 다소 높게 발생하였다(한문식 & 정상철, 1976). 하지만 고령자에 한하여, 전자부 골절이 경부 골절보다 많이 발생한다는 분석도 있다(윤강섭, 2004). 주로 골절되는 대퇴골 경부와 전자부의 위치는

그림 2-16 에서 확인할 수 있다.

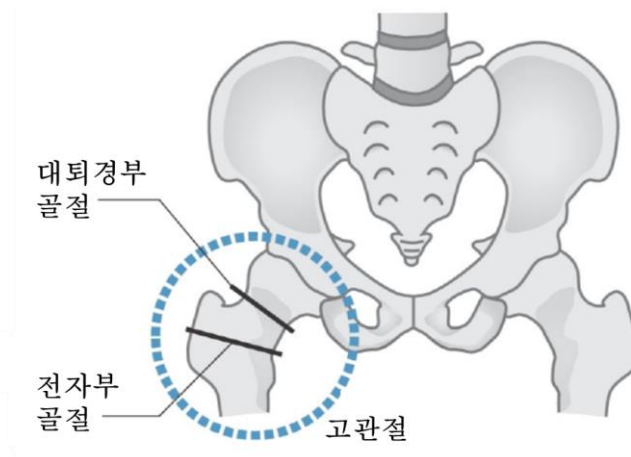


그림 2-16. 낙상시 고관절 골절 부위

(http://health.chosun.com/site/data/html_dir/2015/07/10/2015071001864.html)

2.5.1. 고관절 골절부위의 골절 양상

고령층의 고관절부 골절은 단순 낙상이 대부분을 차지하므로, 고관절부의 골절 위험인자를 파악하기 위해서는 낙상시 발생하는 골절의 종류를 분석해야 한다. 주로 발행하는 고관절의 부위는 대퇴경부와 대퇴전자부인데(

그림 2-16), 이러한 각각의 고관절의 부위별로 골절을 분류하는 것은 양상을 예측하고 예후하는데에 있어 매우 중요하여, 의학분야에서는 대표적인 몇가지의 분류체계가 존재한다.

낙상시 주로 골절이 이루어지는 대퇴 경부 골절은, 이를 치료하기 위한 수술의 목적으로 골절의 형태를 다양하게 나눈다. 골절의 유형을 분류한 방식들은 완전 및 불완전 골절의 유형에 따라 4가지 형태로 분류한 Garden의 분류방식 이외에도 골절선이 이루는 각도에 따른 Pauwel식 분류, 보다 다양한 종류의 골절을 위치 및 형태별 9가지로 분류한 AO/OTA의 분류 등이 있다(대한고관절학회, 2014).

이 중 골절선이 이루는 각도에 따른 분류의 대표적인 방식인 Pauwels 분류는 대퇴경부의 대퇴골 목부위에 발생한 골절선이 수평각과 이루는 각도에 따라 경부 골절의 종류를 분류하였다(그림 2-17). Type 1은 골절선과 수평선이 이루는 각도가 30° 이하, Type 2는 $30\sim 50^{\circ}$, Type 3는 70° 이상으로 점점 수직에 가까운 양상을 띤다. 골절선이 더욱 수직한 모양을 보일수록, 보행시 경부의 골절면에 작용하는 전단력이 증가하므로 골절각이 큰 경우 수술시 고정이 실패하거나 합병증이 생길 가능성이 더욱 높아진다. 일반적으로 낙상시에 발생하는 골절은 Type2가 가장 많은 비율을 차지하고 있다(Martyn J. Parker, 1993).

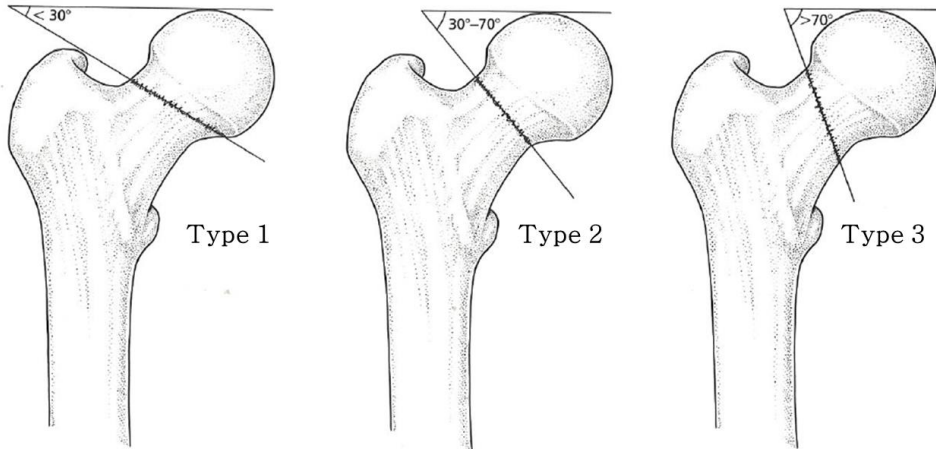


그림 2-17. 대퇴 경부 골절 부위의 Pauwel's classification
(Martyn J. Parker, 1993)

Pauwel식 분류방식은 분절 골절에 대한 고려 없이 대퇴경부의 골절을 분류한 단점을 가지고 있으나, 일반적으로 분절이 발생하는 골절의 경우는 교통사고나 높은곳에서의 낙상에 해당한다. 따라서 보행시 낙상하는 경우의 골절은 Pauwel 식 분류 방식으로의 분류로도 충분한 분류가 가능하므로, 이를 이용한 보행낙상시의 골절 분석이 가장 적합한 것으로 보인다.

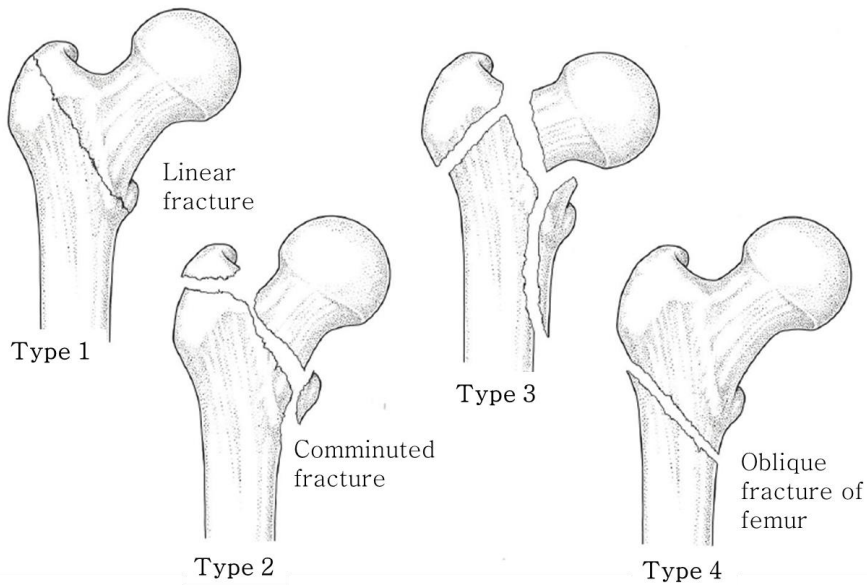


그림 2-18. 대퇴 전자부 골절 부위의 Boyd & Griffin classification

(Martyn J. Parker, 1993)

대퇴 전자부의 골절 역시 골절의 형태에 따라 다양한 분류방식이 존재한다. 골절선의 위치에 따라 분류한 Boyd & Griffin의 분류와, 골절 형태의 안전성과 불안정한 골절 형태의 정복 가능성에 의하여 분류한 Evans 분류, 대퇴 경부와 마찬가지로 총 9가지의 골절선 및 방향에 따라 분류한 AO/OTA 분류 방식이 대표적이다(대한고관절학회, 2014). 어떤 분류방식에 따라 전자부의 골절을 분류하든지, 보행시 낙상의 골절 양상은 대다수 Boyd & Griffin의 1형과 2형에 주로 해당한다. Boyd & Griffin의 분류 제1형은 전자간선을 따라 분쇄골절없이 발생한 골절이며, 2형은 분쇄골절 및 2차 골절이 발생하는 경우이다(그림 2-18). 3형은 골절이 확대되어 소전자쪽으로도 골절이 발생한 경우, 4형은 2개면 이상에서 골절이 발생한 전자하부까지의 골절을 의미한다.

2.5.2. 보행중 낙상시 고관절 골절

대퇴 경부와 전자부에서 골절이 가장 빈번히 일어나는 이유는, 그 구조적 위치의 영향으로 인하여 고관절에서 가장 큰 힘을 받는 부위이기 때문이다. **그림 2-20** 은 보행시 고관절이 받는 힘의 역학적 해석을 보여준다. 보행시 하지가 받는 힘과 이를 지탱하며 운동하는 인체 내부의 힘이 고관절의 중점 부위인 M에서 힘의 평형이 이루어진다. 체중에 의해 받는 힘(BW)과 그 힘(BW)에서 M사이의 거리(DI) 시계방향으로 작용하는 외적인 힘에 의한 토크와, 고관절의 외전근으로부터 보행시에 작용하는 힘(HAF)와 대퇴돌기의 끝에서 M까지의 거리(D)에서 반시계방향으로 작용하는 내적인 힘에 의한 토크의 균형이 이루어지는 중심지점이 M인 것이다. 이러한 M은 대퇴의 경부 및 전자부에 위치하기 때문에, 이 부위의 골절이 더욱 빈도가 높다.

일반적으로 뼈에 작용할 수 있는 외력의 방향은 **그림 2-19** 와 같이, 뼈를 늘리는 인장, 압축, 굽힘, 비틀림의 4종류가 있다. 이러한 다양한 외력의 방향으로 인하여 골절의 방향이 결정되게 되는데, 앞서 살펴본 대퇴 경부 및 전자부의 보행시 낙상으로 인한 골절의 경우 압축과 비틀림이 작용하는 경우 (**그림 2-19** 의 두번째, 네번째 외력) 사선형 골절이 주로 발생하는 것을 알 수 있다. 비틀림의 힘은, 인체가 보행하는 경우 골격에 직접적으로 작용하는 압축력이 변형된 힘으로 보여진다.

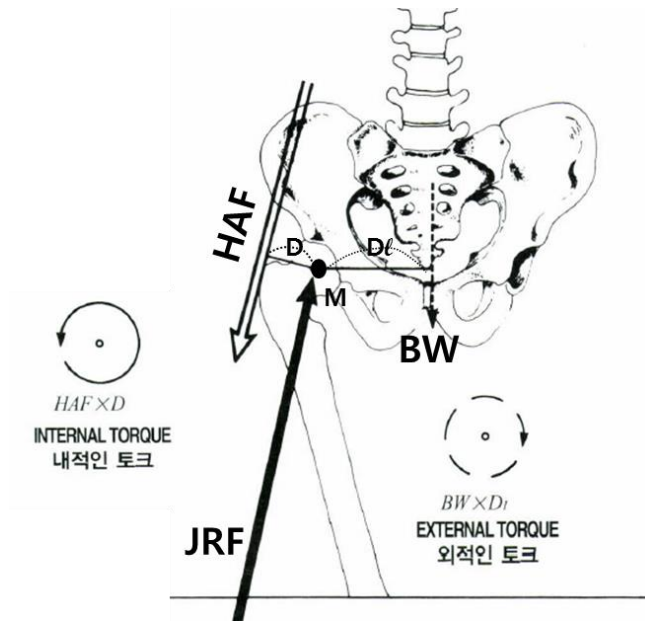


그림 2-20. 고관절 부위의 운동 역학
(Neumann, 2010) 편집

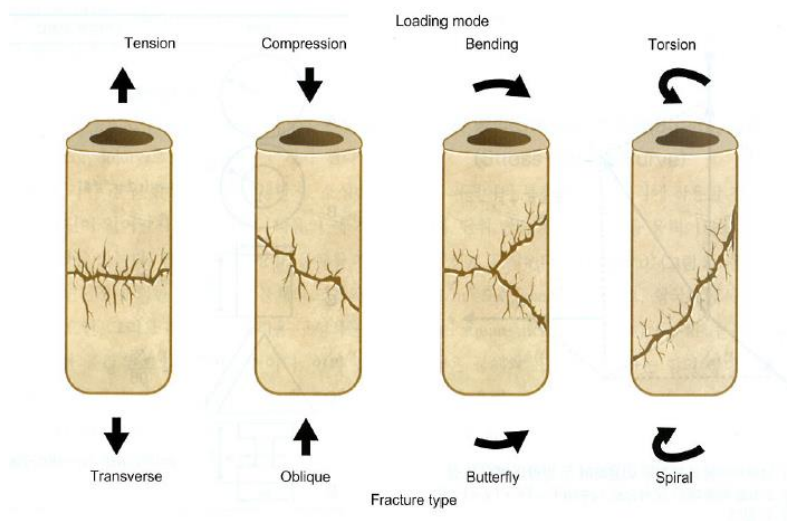


그림 2-19. 힘의 방향에 따른 골절의 형태
(서울대학교정형외과교실, 2016)

2.6. 고관절 보호복

고령화 사회에 접어들며, 점점 더 늘어나고 있는 고관절 골절 환자를 예방하기 위하여 다양한 종류의 보호복이 개발되고 있다. 현재 국내에서 판매하고 있는 보호복은 고가의 수입 제품이 대다수이며, 대부분의 고관절 보호복은 보호위치에 폼 패드를 넣은 두께감 있는 내의 및 외의 형태를 가진다(Lee et al., 2013). 해외에서 판매중인 고관절 보호복의 경우 바지의 형태로 입을수 있는 디자인과 벨크로를 이용하여 허리 및 허벅지 부위에 찰수 있는 디자인이 있으며, 보호용 패드는 탈부착 가능한 형태와 완전히 부착되어있는 두가지의 형태가 있다(그림 2-21).

패드가 완전히 부착된 형태의 보호복의 경우, 일상에서 착용이 불편하기 때문에, 대다수의 보호복은 패드를 탈부착할수 있는 형태이다. 평상시에는 속옷이나 허리지지대 정도의 용도로 사용하다가, 외출이나 운동시에 패드를 넣어 사용하는 식이다.



(a) 입는 방식의 고관절 보호복



(b) 차는 방식의 고관절 보호복






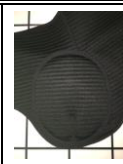
그림 2-21. 시판중인 고관절 보호복의 종류

(<https://www.amazon.com>)

개발된 대다수의 보호복의 보호 패드는 주로 넓다리 측면 양옆이나 엉덩이 부위에 위치하며, 제조 회사에 따라 보호 패드의 부착 위치, 크기, 형태, 소재가 모두 제각각이다(표 2-7). 고관절 보호복을 구입하는 소비자의 입장에서는, 가장 효과적인 보호복을 선택하는데에 어려움이 있으므로, 단순히 착용시 편안함이나 제조 회사 등에 의존하여 선택할 수 밖에 없는 어려움이 있다.

대다수의 고령자들은 이러한 충격 보호복에 대한 인지가 거의 없는 상황이나, 대다수는 낙상을 예방하는 기능성 보호 제품에 대한 관심을 가지고 있을 뿐 아니라, 약 60%의 고령자들은 구매할 의사가 있는 것으로 나타난다(이진숙, 박정현, & 이정란, 2014; 전은진 et al., 2014). 특히 90% 이상의 고령자가 보호장비를 착용할 경우 부상을 예방할 수 있을 것이라고

표 2-7. 고관절 보호복 내 부착된 보호기구의 특징

종류	1	2	3	4	5	6
						
보호기구 형태	겹쳐진 패드 2장의 앞뒤 품 형태 다름 -앞:말발굽 형태 -뒤:원형	-사이드: 길쭉한 역삼각형 형태 -힙부위: 동드스름한 역삼각형 형태	세로로 길쭉한 타원형태	세로로 길쭉한 타원형태	-앞: 메쉬홈이 들어가고 세로로 길쭉한 반원 형태 -뒤: 세로로 길쭉한 반원 형태	-말발굽형태
보호기구 부착 위치	-사이드 각1개, 총 2개 -두개의 품이 겹친 구조	-사이드 각1개, 힙부위 1개, 총 3개	-사이드 각1개, 힙부위 1개, 총 3개	-사이드 각1개, 총 2개	-사이드 각1개, 총 2개	-사이드 각1개, 총 2개
보호기구 크기 [mm] (사이드면)	21×23×0.75	12.5×22×2	16.4×21.8×0.6	15×17×1.5	15.3×19.6×0.65	21×18×0.9
보호기구 크기 [mm] (뒷면)	-	14.5×21×2	16.4×21.8×0.6			
보호기구크기 [mm] : 가로×세로×두께						

예상했을 뿐 아니라(전은진 et al., 2014), 50~80%의 고령자들은 보호장비 착용에 동의하고, 이는 인지능력이 정상에 가깝고 낙상의 경험이 있는 사람에 한해서 더욱 동의 비율이 높았다(Ekman, Mallmin, Michaëlsson, & Ljunghall, 1997). 따라서 보다 효과적으로 보호의 기능을 발휘하는 보호복이 개발되어, 늘어나는 고관절 골절 환자를 예방하기 위한 방안으로 활용되는 것이 필요하다.

3. 연구 방법

본 연구는 보호복의 개발에 있어, 보호복 패턴에 적용이 가능하도록 정확한 낙상과 골절의 위치 및 특성을 파악하고 실제 인체를 대상으로 하는 낙상 충격 실험을 대체하기 위한 방안으로 유한요소 모델을 이용한 3차원 시뮬레이션 방법을 개발하고자 한다. 3차원 유한요소모델과 시뮬레이션은 사회적으로 문제가 심각한 국내 고령 여성의 고관절 골절 방지를 목적으로 하는 보호 패드의 특성을 설정하는 데에 활용함으로써 유한요소 시뮬레이션 적용의 대표적 사례로 제시하는 데에 그 목적이 있다.

이에 따라, 한국인의 대표 뼈대 형상에 고령 여성의 외부 바디 형태를 최대한 반영한 고관절 부위의 유한요소 모델을 만들고 낙상시와 유사한 가상 시뮬레이션을 함으로써, 낙상시 고관절에 가장 큰 충격을 주는 부위의 위치 및 충격량을 분석하여 고관절을 보호해주는 보호 패드의 위치 및 형태 등의 특성을 산출하고자 한다.

연구의 절차 및 내용을 요약하면 다음의 **그림 3-1** 과 같다.

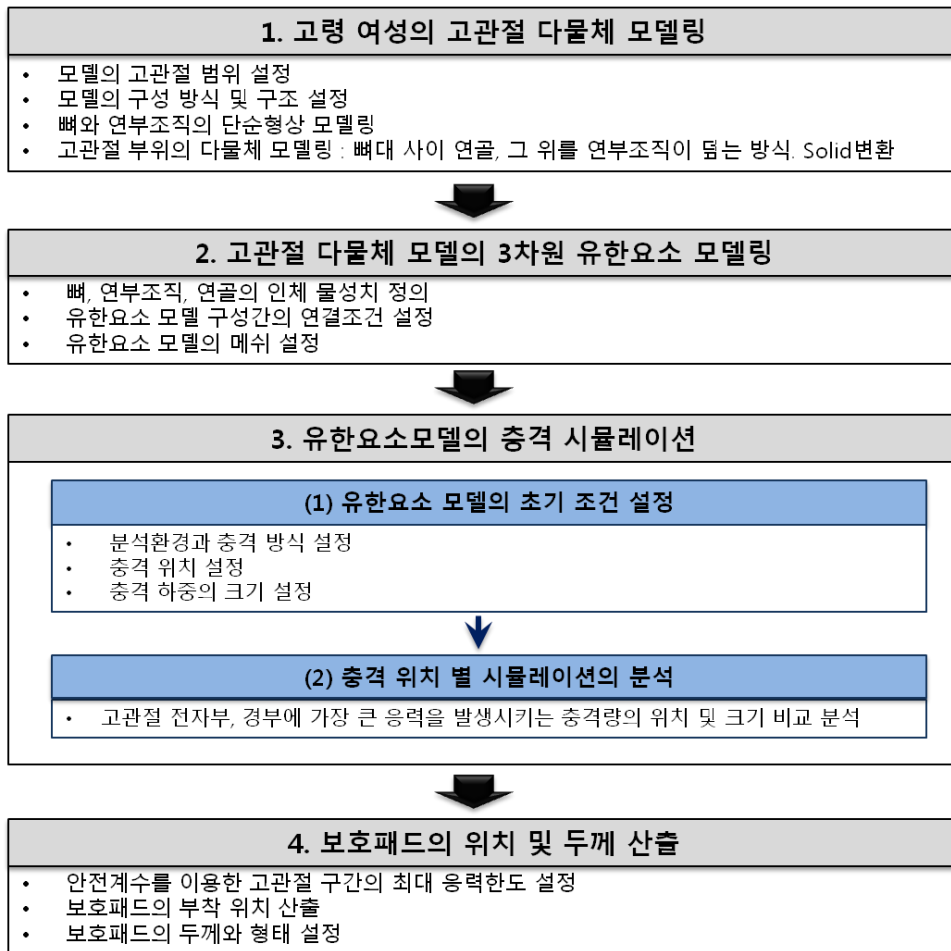


그림 3-1. 연구의 내용 및 절차

3.1. 고령 여성의 고관절 다물체 모델링

보호복의 보호 위치를 파악하기 위해서는, 낙상시 고관절에 작용하는 실제적인 충격량에 대한 역학적 분석이 필요하다. 이를 위해서는 가상 공간에서 낙상으로 인한 충격량을 가하는 실험에 적용할 가상의 고관절 모델을 만들어야 한다. 따라서 고관절 부위의 주요한 구성 요소들을 구조적으로 단순화 하여 3차원 솔리드 타입의 파트들을 만들과, 그 파트들이 조합된 다물체 모델로 먼저 모델링하여야 한다. 다물체 모델은 각 파트별로 물성을 적용하고, 적합한 형태 및 크기의 유한 요소로 분할함으로써, 가상환경에서 구조적 역학 실험이 가능한 유한요소 모델로 최종 모델링할 수 있다.

3.1.1. 고관절 가상 모델의 범위 설정

실제 충격의 정도 및 위치를 파악하기 위하여 모델링의 중심이 되는 부위는 넓다리뼈와 골반이 만나는 고관절 부위이다(그림 3-2). 하지만 이러한 고관절 부위만 모델링하는 경우 고관절에 직접적으로 가해지는 충격 정도에만 한정되어 분석을 할 수밖에 없기 때문에, 고관절의 골절에 영향을 주는 연부조직과 고관절의 구조적인 특성과 같은 간접적인 충격의 요인에 대한 해석이 부재하게 된다. 따라서 본 연구에서는 고관절을 중심으로, 구조적으로

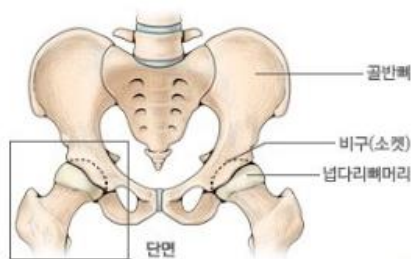


그림 3-2. 고관절 부위

충격에 영향을 미치는 인체 부위를 설정하여 모델링에 적용하고자 하였다.

고관절은 골반과 넓다리뼈를 중심으로 수많은 근육들이 그 주변을 덮는다(그림 3-3). 골반과 연결된 근육은 위로는 허리뼈, 아래로는 무릎뼈까지 유기적으로 연결되어있다. 이러한 근골격계의 해부학적 구성을 바탕으로, 고관절부위의 모델은 허리뼈~무릎까지의 범위로 한정하였다.

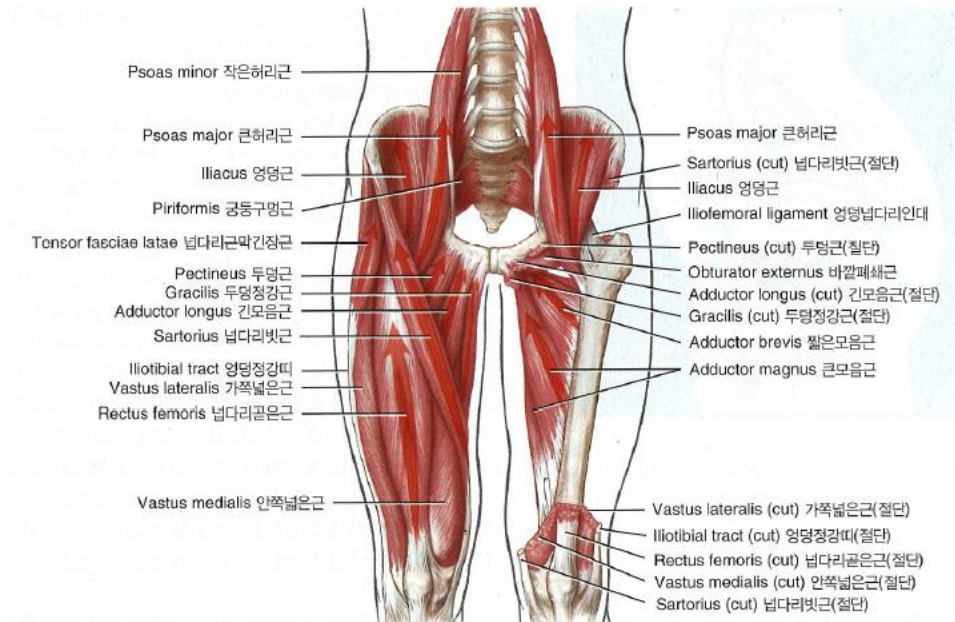


그림 3-3. 고관절 부위를 감싸는 근육들

(Neumann, 2010)

3.1.2. 고관절 가상 모델의 구성 방식 및 구조 설정

고관절 부위의 역학적 분석을 위한 다물체 모델을 개발하기 위해서는, 고령여성의 체형을 반영한 대표적인 외부의 바디 형상과 바디 내부의 근골격계 등의 구성 요소들이 모델이 모델링되어야 한다. 인체 모델의 경우 내부에는 인대, 근육, 연골, 뼈 등이 위치하므로, 기존의 쉘타입 형상 모델 내부에 이러한 구성요소들이 들어가되, 내부는 빈공간 없이 모두 채워진 솔리드 형태이어야 한다.

하지만 인체는 뼈대와 뼈대를 연결하는 인대, 근육, 연골 및 각종 장기등이 복잡하게 구성되어있기 때문에(그림 3-4) 모든 구성들을 완벽하게 모델링하는데에는 한계가 있다. 따라서 인체의 구성을 최대한 단순하게 축약하여 모델링해야 하며, 이때 축약되는 기준은 각 구성체들의 물성적 유사성을 기준으로 하는 것이 적합하다고 보았다.

인체 외부에 충격이 가해지면, 인체는 그 충격을 근육 및 인대, 지방질을 포함한 연부조직에서 1차적인 충격을 흡수한 후 뼈에 나머지 충격을 전달한다.

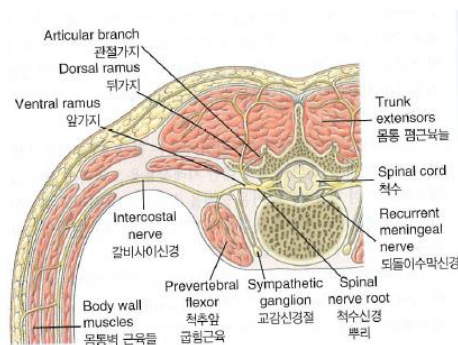


그림 3-4. 몸통 단면 구조 일부

(Neumann, 2010)

바디의 형태를 결정하는 연부조직을 구성하는 근육과 인대, 지방질 등은 각각 다른 기능을 하는 요소들이지만, 외부에서 가하는 힘에 대해서는 모든 연부조직이 뼈에 닿기전 충격을 흡수하는 역할을 동일하게 수행하게된다. 따라서, 충격시 고관절이 받는 힘의 크기와 위치를 산출하고자 하는 본 연구에서는 근육과 인대, 지방질 등 뼈주변을 감싸는 기관들을 하나의 연부조직으로 가정하여 모델링하는 것이 적합하다고 보았다.

추가적으로, 고관절내부에 넙다리뼈머리와 비구(소켓)사이에 위치한 연골과 두 골반뼈를 연결하는 두덩뼈사이 원반(두덩결합)은 고관절 부위에 직접적으로 가해진 충격과 측면에서 볼기뼈에 가해진 충격을 직접적으로 완화하며 특수한 물성을 갖기 때문에 두 연골에 모델링 구성을 추가하였다.

따라서 본 연구에서 설정한 가상 바디의 구성은 뼈, 연골, 연부조직의 세 종류로 단순화하였으며(표 3-1), 인체가 좌우대칭하다는 가정하에 오른쪽 바디에 한하여 모델링하였다.

표 3-1. 가상바디 모델링의 구성 및 방식

구분		구성
1	뼈	넙다리뼈, 엉치뼈와 꼬리뼈, 엉덩뼈와 두덩뼈와 궁둥뼈, 허리뼈1번~5번
2	연골	넙다리뼈머리와 소켓사이의 원형 연골 1 양쪽 골반을 연결하는 중앙 앞 두덩뼈사이원반 (두덩결합) 연골1
3	연부조직	뼈와 연골을 제외한 모든 인체 기관들을 하나의 연부조직으로 결합

3.1.3. 메쉬 형태 뼈의 단순 형상 모델 개발

현재 디지털 코리안 (Digital Korean 2007, 한국과학기술연구원 KISTI 지원) 에서는 한국인 50명의 기증시신을 1mm간격으로 단층촬영하여 각 뼈의 구획화, 단면 형상의 통합화 과정을 통하여 만들어진 최종 뼈대의 3차원 대표 형상을 제공한다. 따라서 본 연구에서는 디지털 코리안에서 제공하는 뼈대 형상을 이용하였다.

디지털 코리안에서 제공하는 한국인 표준 뼈대 모델은 총 50명의 평균 모델로, 여성 평균나이 54.3세(27~60세), 평균 키 156cm(146~166cm) 이며 평균화기법으로 도출된 총 179개의 메쉬 타입의 형상이다. 전체 뼈대 중 고관절의 골격 모델링에 활용하기 위하여 본 연구에서 선정된 부위는 허리뼈~무릎둘레에 해당하는 부분이다. 이 사이에 존재하는 뼈는 허리뼈, 엉덩뼈, 두덩뼈, 궁둥뼈, 꼬리뼈, 엉치뼈와 넓다리 뼈이며(그림 3-5), 본 연구의 모델에 사용된 뼈는 표 3-2 와 같다. 디지털 코리안에서 제공되는 뼈대는 입체물체의 표면을 삼각형 메쉬로 표현해주는 폴리곤(polygon) 포맷이다.

표 3-2. 모델에 사용된 뼈의 종류
(한국과학기술연구원)

뼈 명칭	개수	모델명칭	특징
허리뼈 (Vertebrae lumbales)	5	V1~V5	V1, V2, V3, V4, V5. 척주중 흉추와 천골 사이
골반 (Pelvis)	1	P	엉덩뼈, 두덩뼈, 궁둥뼈를 결합
엉치뼈와 꼬 리뼈 (Sacrum)	1	S	엉치뼈와 꼬리뼈를 하나로 결합
넓다리뼈 (Femur)	1	F	우측

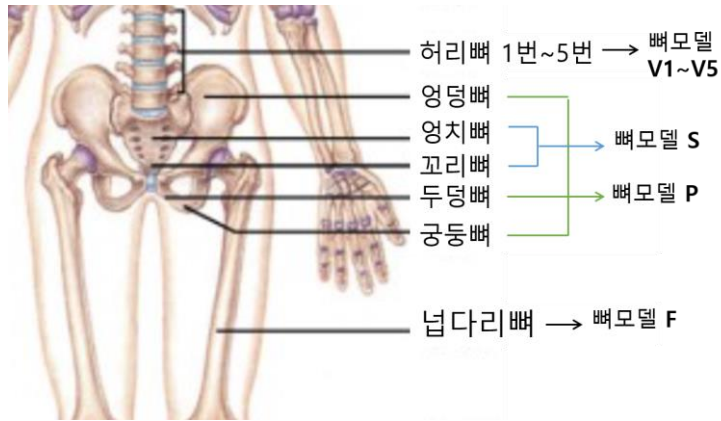


그림 3-5. 허리~무릎의 뼈

네이버백과사전 (편집)

각각의 제공된 메쉬타입의 뼈대는 Rhino 5.0 프로그램을 이용하여, 점들과 수학적 곡선으로 곡면을 생산하는 방식인 닫힌 NURBS (Non-uniform rational B-spline)의 폴리서피스 (polysurface) 형식으로 변환하였다. 닫힌 폴리 서피스는 각 뼈들을 각각 부피가 있는 고체(solid)의 형상으로 만들어주는 틀인 껍데기(shell)의 역할을 한다. 모든 뼈는 NURBS 포맷의 닫힌 폴리서피스로 변환을 통하여 쉘 타입의 8개 뼈의 단순형상 모델을 개발하였다.

3.1.4. 고령 여성 연부조직의 단순형상 모델 개발

본 연구에서 개발하고자 하는 가상 바디는, 평균화된 표준 뼈대의 형상을 포함하게 되므로 바디 형상 역시 고령여성의 평균 체형 정보를 적용하고자 하였다. 고령 여성의 외부 바디를 모델링하기 위하여, 선행연구 (박선미, 2009)의 고령자 여성의 하반신 파라메트릭 가상 바디의 대표적인 단면 형태를 이용하였다.

고령 여성의 대표적인 하반신 가상 바디를 형성하기 위해서는 허리둘레, 배꼽수준허리둘레, 배둘레, 엉덩이 둘레, 넓다리둘레, 무릎둘레, 장딴지둘레, 발목최대둘레의 수평 단면이 기본적으로 요구된다. 이 중 본 연구의 모델 범위는 허리에서 무릎까지의 범위이므로, 고관절 부위의 외부 바디 모델링에 사용된 기초적인 수평단면 형상은 허리둘레, 배꼽수준허리둘레, 배둘레, 엉덩이둘레, 넓다리둘레, 무릎둘레로 한정하였다(그림 3-6). 보다 실제 평균에

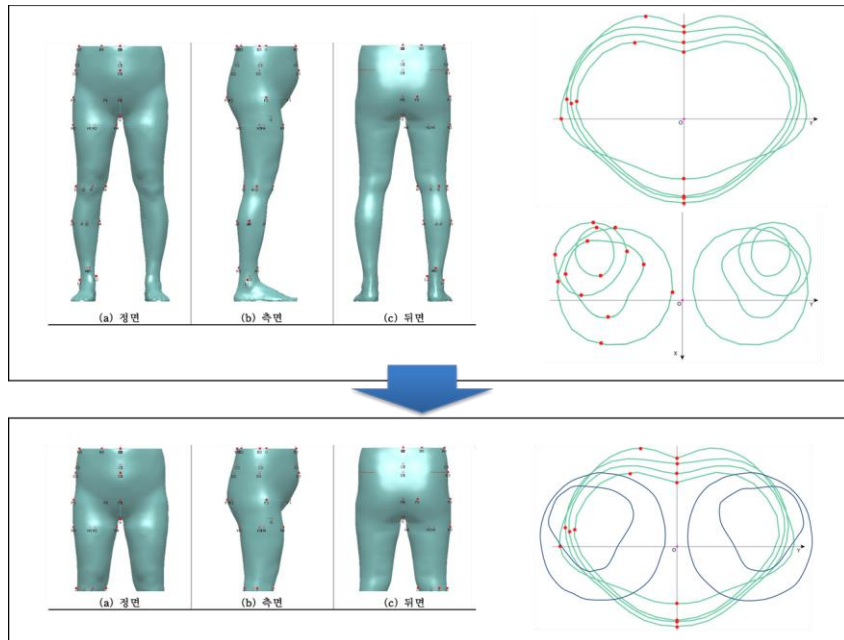


그림 3-6. 고령 여성의 대표 외부 바디 모델 수평 단면 형상

(위: 하반신 / 아래: 허리~무릎선)

(박선미, 2009)편집

가까운 바디를 제작하기 위하여 각 수평단면의 형태를 따르는 동시에, 70세 이상 고령 여성의 수평 별 크기 또한 실제적으로 적용 하고자 하였다.

고령 여성의 인체 사이즈는 2014년 사이즈코리아의 70~85세 고령 여성 439명의 직접측정 자료를 사용하였다. 피측정자들의 연령 분포와 인원수는 표 3-3 과 같다.

표 3-3. 연구 대상의 연령과 인원수
(국가기술표준원, 2014)

연령	인원수
70~74세	154 명
75~79세	140 명
80~85세	145 명
합계	439 명

외곽 바디 형상의 수평 단면은 그림 3-6 의 대표 수평단면을 따랐으며, 각 둘레별 그 형태와 사이즈를 유지하며 두께와 너비 사이즈 역시 최대한 적용 될 수 있도록 하였다. 각 단면 별 둘레 및 두께, 너비의 치수는 각각의 사이즈 항목들을 평균하여 최종 평균 사이즈를 산출하여 이를 반영한 수평단면으로 다시 제작하였다. 단면에 활용된 인체 치수 항목은 표 3-4 와 같으며, 해당 치수 항목에 대한 기술통계치는 표 3-5 와 같다.

표 3-4. 바디 모델링의 단면에 활용된 인체 치수 항목
(국가기술표준원, 2014)

둘레항목	두께항목	너비항목
허리둘레	허리두께	허리너비
배꼽수준허리둘레	배꼽수준허리두께	배꼽수준허리너비
배둘레	배두께	배너비
엉덩이둘레	엉덩이두께	엉덩이너비
넓다리둘레	-	-
무릎둘레	-	-

표 3-5. 고령 여성의 수평 단면별 평균 사이즈

수평단면 구분	사이즈 항목	N	Min. [mm]	Max. [mm]	평균 [mm]	표준편차 [mm]
허리	허리둘레	471	605	1158	886	88
	허리너비	469	235	337	306	23
	허리두께	469	155	424	257	30
배꼽수준허리	배꼽수준허리둘레	471	646	1218	910	85
	배꼽수준허리너비	469	237	407	321	25
	배꼽수준허리두께	469	156	358	260	32
배	배둘레	468	744	1236	952	76
	배너비	49	269	411	327	21
	배두께	469	181	441	267	30
엉덩이	엉덩이둘레	471	764	1160	916	58
	엉덩이너비	469	284	402	335	16
	엉덩이두께	469	188	370	254	31
넙다리	넙다리둘레	471	411	662	520	41
무릎	무릎둘레	471	291	427	350	24

사이즈와 대표 형상에 따라 만들어진 각각의 수평단면들은 최종 결합된 뼈대 모델의 허리, 배꼽수준, 엉덩이, 살, 넙다리, 무릎의 높이 부위에 맞추어 로프트(loft)시켜 평균와이어 프레임에 의한 모핑 방법으로 외부의 바디 형상을 개발하는데에 활용하였다. 외부 바디 형상은 수평단면의 외곽선을 이용하여 형태만을 만든 쉘 타입의 단순형상모델이며, 이는 내부를 채워 솔리드 형태의 모델로 변환되는 추가적인 모델링 과정이 필요하다.

3.1.5. 고관절 부위의 다물체 모델링

유한요소모델을 만들기 위해서는 뼈와 연골, 연부조직 모델을 기존의 단순 형상 모델링 연구에서 사용되었던 형상 껍질(셸, shell)타입의 모델이 아닌, 각 형상들의 물성을 설정하여 충격에 대한 역학 분석이 가능한 부피가 있는 고체(solid, 내부가 채워진 형태)타입의 다물체 모델로 모델링해야 한다. 모델링은 뼈대의 솔리드 형상과 연골의 솔리드 형상, 연부조직의 전체 바디의 솔리드 형상을 각각 만들어 최종적으로 하나의 다물체 모델로 결합하는 방식으로 진행하였다. 이때, 연부조직의 바디 솔리드 형상은 내부의 뼈 형상 부분만 비어있는 방식으로 모델링하여, 뼈대와 연부조직이 서로 간섭되지 않아 연부조직과 뼈형상을 결합하였을 경우 빈틈이나 빈공간이 없는 완전히 내부가 채워진 솔리드 모델이 되도록 하였다.

폴리서피스로 이루어진 뼈대들은 허리뼈, 골반, 엉치와 꼬리뼈, 넓다리뼈 모두 Rhino 5.0 프로그램을 이용하여 각각의 솔리드 형상으로 변환하여 결합하였으며, 인체가 좌우 대칭한다는 가정하에 시상면을 중심으로 잘라 오른쪽에 있는 뼈들만 구성되었다. 또한 인체 내부에서 충격을 흡수하며 뼈와 뼈사이를 연결해주는 역할을 하는 연골 중, 낙상시 측면에서 받는 충격에 대하여 넓다리뼈에 그 영향을 줄 것으로 예상되는 고관절의 연골과 두덩뼈 사이의 연골(두덩결합)을 타원형의 솔리드 모델로 만들었다. 13개의 수평한 인체 단면을 모핑하여 만든 연부조직의 셸 모델 역시 내부를 채워 솔리드 모델로 변환하였다.

뼈대와 연골, 연부조직은 각각 내부가 완전히 채워진 모델들이다. 즉, 전체적인 바디의 형태를 보여주는 연부조직의 경우, 내부 역시 빈틈없이 솔리드화 되어있어 연골 및 뼈대와 그대로 결합하면 서로 내부가 겹치는 현상이 발생한다. 각 모델들간에 이러한 간섭이 일어나게되면 유한요소모델로

변경후 해석하는 과정에서 에러가 발생하게 된다. 따라서 연부조직의 내부에는 뼈대와 연골이 위치하는 공간을 빼두어, 최종적으로 뼈대와 연골이 결합되었을 경우 부피에 대한 간섭이 없어야 한다. 이를 위하여 만들어진 연부조직(바디)의 솔리드 모델에서 뼈대와 연골의 결합된 모델의 부피 부분을 빼는 부울 연산(Boolean Difference)과정을 시행하였다.

모델링된 뼈대와 연골, 연부조직을 하나로 결합함으로써 각 구성요소의 형태와 부피의 간섭 및 빈틈이 전혀 없는 하나의 완전한 솔리드 모델로 결합하는 과정을 거쳤다.

모든 모델링 과정은 Rhino 5.0 프로그램을 이용하였으며, 연부조직의 수평단면 제도에는 CATIA V5 프로그램을 이용하였다.

3.2. 고관절 다물체 모델의 3차원 유한요소 모델링

뼈대와 연골, 연부조직이 결합된 다물체 솔리드 모델은 유한요소 해석을 위한 유한요소 모델로 한번 더 변환되어야 한다. 다물체 솔리드 모델은 뼈 8개와 연골 2개, 연부조직 1개의 총 11개의 솔리드 형상들이 결합된 형태이다. 이러한 11개의 솔리드 형상들은 각각 물성치를 적용하고 솔리드 모델들끼리의 연결관계를 정의한 후, 모델 형상의 크기 및 형태에 따라 적합한 작은 요소들로 분할함으로써 분석이 가능한 유한요소 모델을 완성하였다.

본 연구에서는 유한요소 모델의 메쉬설정 및 시뮬레이션 분석에 ANSYS 17.2를 이용하였다.

3.2.1. 고관절 부위의 유한요소 모델링을 위한 인체 물성치 정의

완성된 다물체모델의 각 구성요소는 각각 다른 물성을 갖기 때문에 구성요소별로 설정된 물성 값은 분석에 많은 영향을 미친다. 하지만 인체의 물성은 인종, 연령, 성, 건강등의 매우 다양한 특성들로 인하여 영향을 받기 때문에, 그 자체를 일정한 값으로 정의하여 사용하기가 힘들다. 본 연구에서는 70세 이상의 고령 여성에 한하여 허리~무릎까지의 하반신 모델을 목적으로 두고 있기 때문에, 선행연구를 바탕으로 최대한 이에 적합한 인체의 표준 물성을 설정하고자 하였다.

3.2.1.1. 뼈의 물성

70세 이상의 고령 여성의 뼈대 물성 설정은, 디지털코리안(한국과학기술연구원, KISTI)에서 제공한 뼈대 물성 정보 구축 사업의 데이터를 활용하였다. 물성 정보는 본 연구 대상과 같은 75세의 여성 뼈대의

표 3-6. 뼈대의 물성의 대상자 정보
(한국과학기술연구원)

연령	75세
키	158cm
골밀도	0.703 g/cm ²
골다공증 여부	정상
사인	뇌부종

물성 자료를 활용하였다. 물성의 대상자에 대한 정보는 표 3-6와 같다.

측정된 인원은 1명에 불과하나 물성 정보의 정확성을 위하여 평균 골밀도의 골절경험이 없는 고령 여성을 선별하여 모든 뼈의 다양한 부위별로 대상 영역을 10회 반복 측정후 획득한 물성들이므로 (곽대순 & 한승호, 2011) 본 연구의 활용에도 적합하다고 판단하였다.

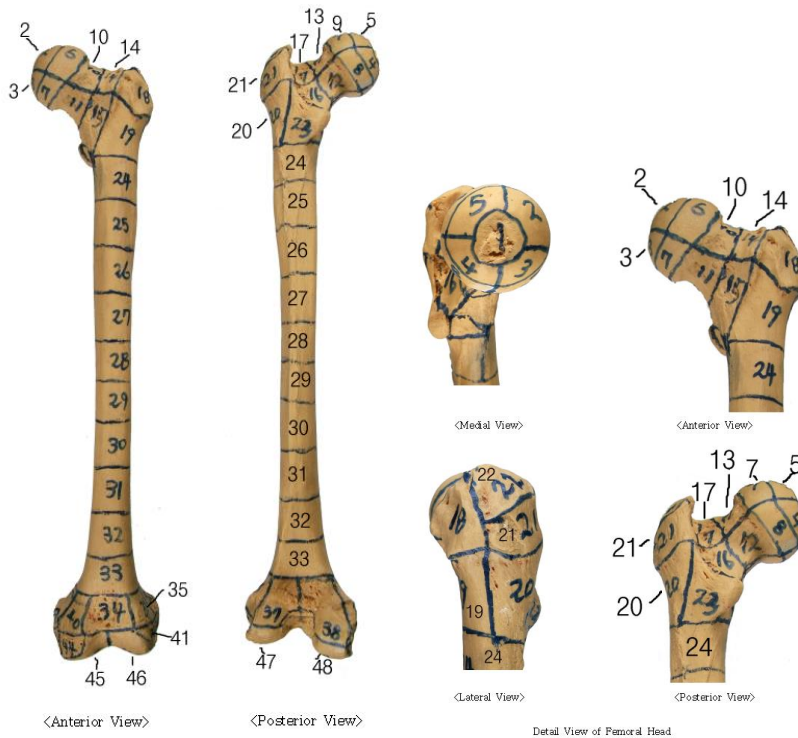


그림 3-7. 넓다리뼈의 물성 측정 위치
(한국과학기술연구원)

뼈의 물성은 각 뼈마다 여러 조각으로 구역을 나누어 구역별 10회의 반복 측정된 탄성계수, 항복강도, 극한강도 값들을 제공한다. 본 연구에 적용된 뼈는 허리뼈 5개, 골반, 엉치뼈와 꼬리뼈, 우측 넓다리뼈(표 3-2)이며 각 뼈마다 그림 3-7의 넓다리뼈와 같이, 여러 조각으로 분할 되어 반복측정된 10차례의 물성 실험값들이며, 본 연구에서는 이러한 값들을 뼈 별로 평균하여 물성에 적용하였다.

제공된 물성 정보 중, 고관절 뼈대 모델링에 사용된 11개의 뼈(피질골)에 대하여 다구간, 다차례 측정된 탄성계수들을 평균하여 일괄적으로 적용하였다. 모델링에 적용한 총 8개(허리뼈 5개, 넓다리뼈, 골반, 엉치뼈와 꼬리뼈-표 3-2)의 각 뼈 모델에 해당하는 뼈들의 물성치들의 평균을 계산하였다. 이 중 고관절 골절의 대상인 넓다리뼈의 경우는 골절시 가장 문제가되는 고관절 경부와 전자부(그림 3-7의 10~23구간)의 항복강도와 극한강도 평균값을 활용하여 충격에 따른 골절의 여부를 파악하는 기준으로 활용하고자 하였다.

모델에 사용된 모든 뼈의 탄성계수의 평균값은 4.0568GPa (N=940, S.D.=1.8530)이나 각 8개 뼈 모델들의 탄성계수에 대한 일원분산분석 결과 (표 3-7) 각 뼈들의 탄성계수들 간에는 유의한 차이(F=20.116, P<.001)를 보였으므로, 표 3-7 과 같이 뼈모델마다 각각의 다른 탄성계수를 적용하는 것이 더욱 적절하다고 보았다.

표 3-7. 뼈 모델 별 탄성계수의 일원분산분석(ANOVA) 결과

물성정보	모델명	N	Mean	S.D.	F
탄성계수 [GPa]	V1	40	2.9487	1.3628	20.116 ***
	V2	40	2.9430	1.1818	
	V3	40	3.8862	1.2298	
	V4	40	3.0552	1.2059	
	V5	40	3.6610	1.1126	
	P	80	2.7715	1.5385	
	S	80	4.0038	1.5939	
	F	480	4.6067	1.9744	
	Average	940	4.0568	1.8530	

***P<.001

넙다리뼈의 경우 총 48개의 위치별로 측정된 값들중(그림 3-7), 대퇴 전자부와 경부 골절의 위치인 10~23번 부위 값들만 추출하여 그 평균치인 극한강도 99.25MPa(N=140, S.D=21.26와 항복강도 76.68MPa(N=140, S.D.=18.89)를 추출하여 파단의 기준으로 적용하였다.

모든 뼈의 Poisson 비는 대다수의 선행연구에서 적용한 0.3을 그대로 사용하였다 (Yamada & Evans, 1970) (Cheung et al., 2005) (배지용 & 전인수, 2010) (Yunchu & Weiyuan, 2007). 뼈 모델에 적용된 최종 물성치는 표 3-8에서 확인할 수 있다.

표 3-8. 적용한 뼈의 물성 정보

NO	모델명	뼈종류	밀도* [g/cm ²]	탄성계수** [GPa]	Poisson Ratio***	항복강도/ 극한강도 [MPa]**
1	V1	허리뼈1	0.7	2.9487	0.3	-
2	V2	허리뼈2		2.9430		-
3	V3	허리뼈3		3.8862		-
4	V4	허리뼈4		3.0552		-
5	V5	허리뼈5		3.6610		-
6	P	우측 엉덩뼈		2.7715		-
		우측 궁둥뼈				
		우측 두덩뼈				
7	S	엉치뼈		4.0038		-
		꼬리뼈				
8	F	우측 넙다리뼈	4.6067	76.68 / 99.26		

*밀도: 한국과학기술원 제공

**탄성계수, 항복/극한강도: 한국과학기술원 제공 물성값들을 평균함.

***Poisson 비: (Yamada & Evans, 1970) (Cheung, Zhang, Leung, & Fan, 2005) (배지용 & 전인수, 2010) (Yunchu & Weiyuan, 2007)

3.2.1.2. 연부조직, 연골의 물성

본 연구에서 설정한 연부조직은 뼈를 제외한 인체를 구성하는 지방질, 인대, 건, 근육 등을 모두 포함하는 하나의 솔리드 모델이다. 연부조직 내에 있는 다양한 인체 기관들은 각각에 해당하는 물성정보를 모두 다르게 적용하는 것이 가장 바람직하나, 연부조직을 하나의 물체로 가정한 본 연구에서는 이러한 적용이 불가능하였다. 또한 고령자의 탄성계수가 젊은층에 비하여 약 72% 감소하는 성향(Onambele et al., 2006)을 반영하여 물성에 적용하고자 하였다. 따라서 시간에 따라 변화하는 비선형 특성의 탄성계수를 선형으로 가정하여 평균 탄성계수를 제시한 Indention 물성 데이터의 평균 탄성계수를 사용하고자 하였다.

선행연구의 평균 탄성계수 최대값이 7.7MPa 이므로, 이를 젊은 사람의 피부로 가정하면 고령자의 경우 탄성이 28% 가량 감소한다는 선행연구(Onambele et al., 2006)를 바탕으로 하여 7.7MPa의 72%를 적용하였다. 연부조직의 Poisson 비는 선형탄성의 성질을 해석에 활용한 선행연구의 0.45값을 사용하였다. 넓다리뼈 골두와 두덩결합에 사용되는 연골의 경우, 척추사이 연골을 유한요소 해석한 선행연구(Argoubi & Shirazi-Adl, 1996)의 물성을 적용하였다.

표 3-9. 연부조직과 연골 모델의 물성

모델명	탄성계수 [MPa]	Poisson's ratio	reference
연부조직	4.62	0.45	(Cho, Park, Ryu, Kim, & Lee, 2009) (Onambele et al., 2006) (McKee et al., 2011)
연골	2.5	0.1	(Argoubi & Shirazi-Adl, 1996)

연부조직을 선형탄성으로 가정하는 경우, 탄성계수와 Poisson 비 이외에 해당 부위의 밀도도 물성 정보로 필요하다. 따라서 연부조직의 경우 본 연구의 모델인 우측 허리~무릎까지 부위의 밀도를 추정하여 설정하였다.

밀도는 부피에 대한 질량의 비율로 구할수 있는데, 다물체 모델의 각 구성 솔리드들은 모델링 프로그램을 통해 각각의 부피를 계산할 수 있다. 또한 전체 몸무게에 대한 부위별 무게의 비율을 짐작한 선행연구(Dempster & Gaughran, 1967)를 통하여 허리~무릎 부위의 추정 무게를 구할 수 있으므로, 이를 이용하여 밀도를 추정할 수 있다(표 3-10).

표 3-10. 연부조직의 밀도 추정

	종류	추정 기준		Reference	추정식	추정값
1	전체몸무게	고령여성 평균 몸무게	59kg	(국가기술표준원 2014)	-	-
2	고관절모델의 무게	넙다리 하부 몸통	몸무게의 10.1% 몸무게의 26.39%	(Dempster, 1967)	$0.364 \times m_{tot}$ 우측: $0.364 \times m_{tot} / 2$	20.38kg (우측 10.18kg)
		고관절 모델	몸무게의 36.4%			
3	뼈의 무게	뼈의 부피	751.765 cm^3	(한국과학기술연구원 2007)	<u>뼈의 부피</u> <u>뼈의 밀도</u>	뼈의 무게 528.49g
		뼈의 밀도	0.703 g/cm^3			
4	연부조직 밀도	연부조직 부피	16353704 cm^3	모델의 부피 추출 Rhino 5.0	<u>연부조직 무게</u> <u>연부조직 부피</u>	0.59 g/cm^3
		연부조직 무게	9.652kg	우측 고관절 무게 추정값 - 뼈 무게 추정값		

<연부조직 밀도 추정 식>

$$\text{연부조직 밀도 } (\rho_2) = \left(\frac{0.362 m_{tot}}{2} - \frac{v_1}{\rho_1} \right) / v_2$$

m_{tot} : 전체 몸무게, v_1 : 뼈의 부피, ρ_1 : 뼈의 밀도, v_2 : 연부조직의 부피

0.362: 넙다리, 하부 몸통의 무게 비율

3.2.2. 유한요소 모델 구성간의 연결조건 설정

각각 하나씩의 솔리드 형상을 가진 연부조직(바디)과 2개의 연골, 8개의 뼈대들을 모두 결합하면 하나의 다물체 모델이 된다. 즉, 고관절 보호기구 개발을 위한 본 연구의 다물체 모델은 총 11개의 솔리드 형상들로 이루어져있다. 여러 개의 구성별로 모델링된 솔리드 모델은 서로의 접촉 여부를 설정한 이후, 작은 절점과 요소들로 분할하여 격자(Mesh)를 만들면 수치적 해석이 가능한 유한요소모델이 된다.

인체의 구성 모델들은 뼈와 연부조직, 연골등이 하나의 유기체처럼 서로 단단히 붙어있는 구조이다. 따라서 11개의 솔리드 형상들은 모든 구성 모델들끼리 완전히 접착(bond)되어 하나의 유한요소 모델이 되도록 연결관계를 정의하였다.

3.2.3. 유한요소 모델의 메쉬 설정

유한요소 모델을 만드는 데에 있어, 보다 정확한 결과를 산출하는데에 필요한 가장 중요한 요인은 요소들의 형태와 사이즈이다. 따라서 연구 모델에 적합한 좋은 메쉬를 설정하기 위해서는, 요소의 형태와 사이즈를 변화시켜가며 여러 종류의 메쉬를 만들어보고, 이를 비교하는 과정이 필요하다고 보았다.

3차원 가상 모델에서 주로 활용하는 메쉬 형태인 사면체(Tetra) 메쉬와 육면체 (Hexa) 메쉬를 이용하여 각각의 요소 크기를 조절해가며 solid의 구성 모델에 다양하게 적용하는 실험군을 설정하여 메쉬 질을 비교하였다(표 3-11). 실험은 총 4케이스로 이루어졌는데, 다른 메쉬 형태에 같은 사이즈를 적용하여 (case 1 vs 3, case 2 vs 4) 비교함으로써 적합한 메쉬형태를 찾고, 같은 메쉬 형태에 다른 크기의 메쉬를 비교함으로써(case 1 vs 2, case 3 vs 4)

질 좋은 메쉬의 사이즈를 찾고자 하였다. 연부조직(바디) 모델의 경우, 뼈모델보다 내부의 곡률이 심하여 육면체(Hexa) 메쉬는 적용자체가 불가능하였으며, 전반적으로 모델이 복잡하고 심한 곡률을 보이는 부분이 많았으므로 큰 크기의 메쉬(coarse: Min size 0.33mm / Max face size 66.4mm)는 실험 대상에 설정하지 않았다. 질 좋은 메쉬를 판단한 기준은 표 3-12과 같다. 비교한 네 케이스 중 평가기준을 모두 만족하는 가장 좋은 질의 메쉬를 본 연구의 고관절 유한 요소모델에 설정하였다.

또한 연부조직의 표면인 피부에 다양한 위치에서의 충격을 가하는 실험을 수행하기 위하여, 연부조직 표면의 메쉬는 가로와 세로의 방향을 갖는 1*1cm의 사각형 메쉬를 기준으로 세부 메쉬를 설정함으로써, 표면에 가하는 충격 위치를 보다 정확히 구분하고자 하였다.

표 3-11. 메쉬 설정을 위한 실험 케이스

모델	Case 1		Case 2		Case 3		Case 4	
	메쉬 형태	메쉬 크기	메쉬 형태	메쉬 크기	메쉬 형태	메쉬 크기	메쉬 형태	메쉬 크기
연부조직 (바디)	Tetra	중간크기 (Medium)	Tetra	작은크기 (Fine)	Tetra	작은크기 (Medium)	Tetra	작은크기 (Fine)
뼈대와 연골	Hexa		Hexa		Tetra		Tetra	

작은크기 메쉬의 크기 : Min size 0.092mm / Max face size 9.72mm

중간크기 메쉬의 크기 : Min size 0.166mm / Max face size 16.6mm

큰 크기 메쉬의 크기 : Min size 0.33mm / Max face size 66.4mm (모델의 형태가 복잡하므로 적용하지 않음)

표 3-12. 유한요소모델의 좋은 메쉬 질 기준

No	평가기준	메쉬 종류	AR 기준	평가
1	Aspect Ratio (AR)	육면체	AR <1	Very good
			1<AR<3	Acceptable
			3<AR<10	Caution
		사면체	AR<3 (AR<3이 95%이상)	Good
2	Angle Idealization (AI)	육면체	내부각도 70도(절대각도 160도) 이내 (70도 이내 메쉬가 95% 이상)	Good
		사면체	30~150도	Good
3	Jacobian Ratio (JR)	육면체 &사면체	① 0.2보다 큰 양의 값 ② 0.7이하가 전체의 5%이하	①,②모두만족시 Good
4	Equivalent Quality (EQ)	육면체 &사면체	1에 가까울수록	Good

(Burkhart et al., 2013), (Klingner & Shewchuk, 2008), (Felippa, 2004), (Tsukerman & Plaks, 1998).

3.3. 3차원 고관절부위 유한요소모델의 충격 시뮬레이션

유한요소모델은 분석 환경의 초기조건을 정의한 후에 하중 및 구속조건을 설정하고 뼈에 가해지는 전반적인 응력의 양상과 충격 위치에 따른 고관절 응력을 비교하는 과정을 거쳤다.

3.3.1. 유한요소 모델의 초기 조건 설정

본 연구의 유한요소 해석은 인체에 가하였을때, 고관절 모델에 발생하는 응력을 알아보는데에 목적이 있으므로 선형 구조 해석(linear structure analysis)의 해석 환경을 설정하였다. 또한 고관절 부위에 작용하는 응력을 분석하기 위해 인체 외부에서 발생하는 힘을 주는 방식과 구속 조건, 힘을 주는 위치와 크기 를 설정하였다.

3.3.1.1. 분석 환경과 충격 방식 설정

본 연구에서 개발된 유한요소모델은 정적 자세의 모델로, 동적 자세를 부여하거나 변형하지 못한다. 따라서 개발된 선 자세의 모델을 단순히 방향만 바꿔 바닥에 자유낙하 시키는 것은 보다 정확한 낙상 위치를 산출하는데에 큰 도움을 주지 못한다. 일반적으로 낙상이 일어나는 상황은 바르게 서 있을때가 아닌, 앉거나 보행과 같은 자세 변동시 이기 때문이다. 따라서 인체가 받는 충격량을 point 형식의 힘(force)으로 모델의 여러 위치에 부여하여 실험한 후 위치에 따라 고관절에서 받는 충격의 정도를 비교하는 것이 낙상 위치를 파악하는데에 더욱 효과적이라 판단하였다. 정적 환경에서 인체는 움직이지 않는 상태로 힘만 부여되므로, 허리부위, 무릎부위, 시상면의 잘려진 면들은 움직이지 않도록 고정시키는 방식으로 정적환경을 설정하였다.

3.3.1.2. 충격 위치의 설정

충격을 가하는 힘의 위치 설정은 의복 구성과 인체 측정학에서 많이 활용되는 인체의 주요 기준점에 대한 수평 및 수직선을 1차적인 기준으로 하였다. 이는 보호기구의 위치가 보호복 내의 패턴 상에서 보다 정확하게 반영될수 있도록 하기 위해서이다.

연구 모델은 허리에서 무릎까지의 우측 방향 하반신으로, 이 구간내에서 주요하게 적용되는 측정점은 허리옆점, 배돌출점, 엉덩이돌출점, 볼기고랑점, 살점, 무릎앞점이 있다(그림 3-8). 이 점들을 지나는 수평면은 허리(A), 배(B), 엉덩이(C), 볼기고랑(D), 살(E), 무릎수준(G)의 평면이 있으며 살과 무릎선사이 1/2선의 수평면(F)을 추가하였다. 고관절부위를 가장 가깝게 포함하는 수평면은 배돌출앞점수준(B)에서 살점과 무릎가운데 점 수평선의 1/2 선(F) 수준이므로, B~F까지를 충격위치의 세로축 범위로 설정하였다.

보행시 낙상을 했을 경우 바닥에 부딪힐수 있는 가능성이 있는 부위는 앞 돌출지점의 수직선(H)에서 엉덩이 돌출지점의 수직선(J) 사이의 인체 측면 부위(K)의 범위(그림 3-8의 TOP View)라 볼 수 있다. 따라서 K의 부위(그림

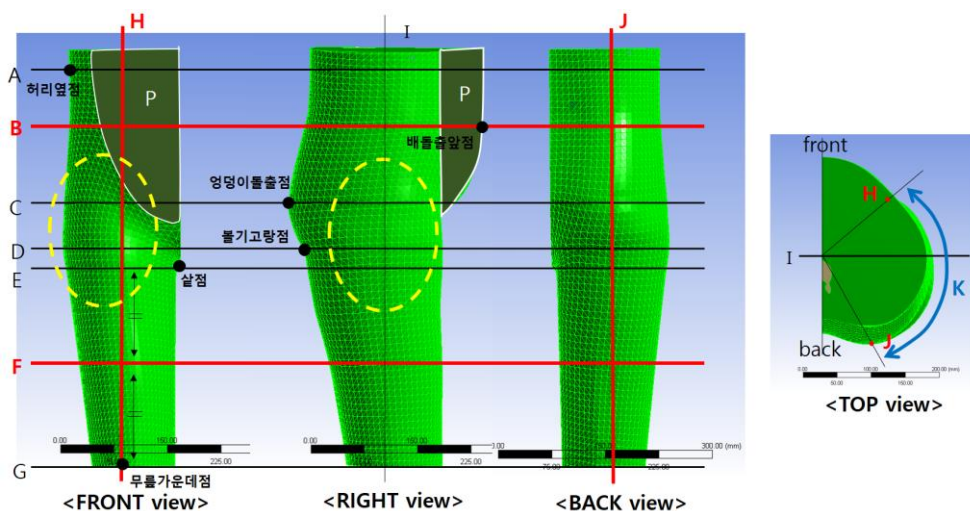


그림 3-8. 충격위치 설정을 위한 1차 기준 수평, 수직선

3-8의 TOP View)를 충격 위치의 가로축 범위로 선정하였다. 다만, 연부조직의 구조상 다량의 지방과 장기를 포함하고 있는 P 부위(그림 3-8의 FRONT, RIGHT View)는 범위에서 제외하였다.

수평 기준 B~F, 수직기준 H'~J 내 (H'은 지방 및 장기가 위치한 P 구역을 제외한 선)에 위치하는 연부조직의 표면을 충격 위치의 범위로 가정하였으며, 범위를 가상 모델에 표현하면 그림 3-9와 같다. 연부조직 표면의 외부 메쉬는 가로, 세로 방향으로 1cm 간격의 사각 메쉬가 기본이 되는 형태로 만들었으므로, 이러한 기준선들을 바다 위에 표현하는 것이 수월하였다.

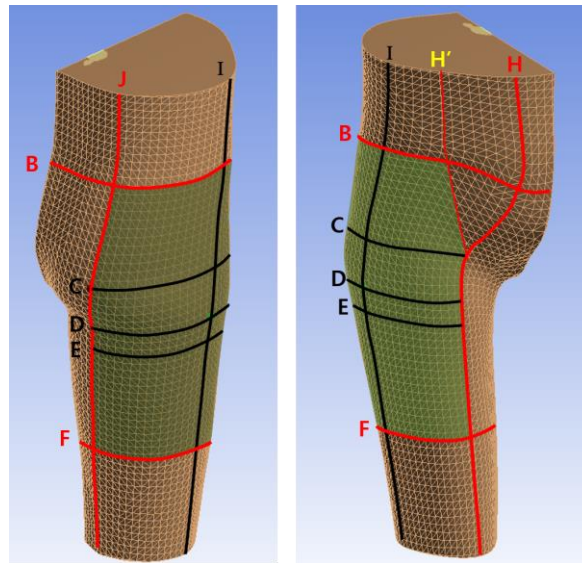


그림 3-9. 충격위치의 설정 범위 (음영)

고관절 보호 기구의 정확한 위치를 산출하기 위하여, 1차적 기준이었던 수평 및 수직 기준선들(수평 기준 B~F, 수직기준 H'~J)에 3cm 간격의 더욱 디테일한 충격 위치의 2차 기준선들을 추가하였다(그림 3-10).

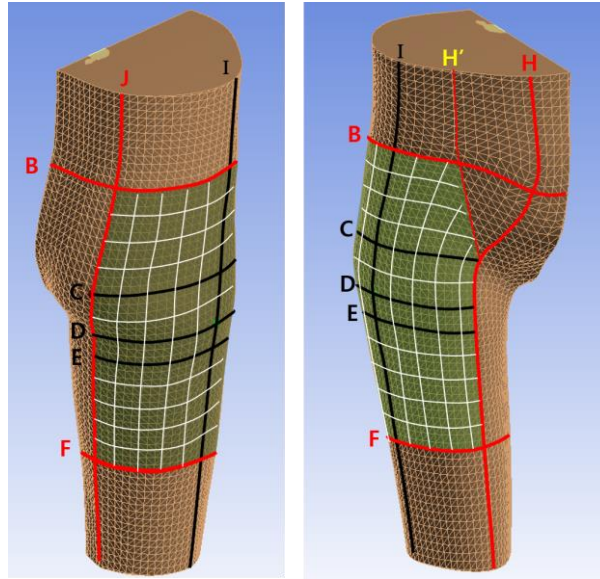


그림 3-10. 충격 범위에 추가된 2차 기준 수평, 수직선

충격 범위에 설정된 최종 기준선들은 13개의 수평선과 11개의 수직선을 갖는다. 최종 기준선들은 수평선은 L1~L13, 수직선은 M1~M11 로 명칭을 재설정 하였으며(그림 3-11), 이때 기준선들이 만나는 점을 충격 위치로 지정하였다 (그림 3-12). 각 점의 명칭은 수평선 L_n ($n=1,2,\dots,13$)과 수직선 M_m ($m=1,2,\dots,11$)의 행*열 조합인 L_nM_m 으로 설정하였다. 예를들어 L1수평선과 M1수직선이 만나는 점은 L1M1이며 L13수평선과 M6수직선이 만나는 점은 L13M6이다. 충격 위치 설정에 활용된 배(B), 엉덩이(C), 불기고랑(D), 살(E), 의 수평면(그림 3-8)은 L1, L5, L7, L8로(그림 3-11), 허리요선(I) (그림 3-8)은 M6으로 표현되었다(그림 3-11).

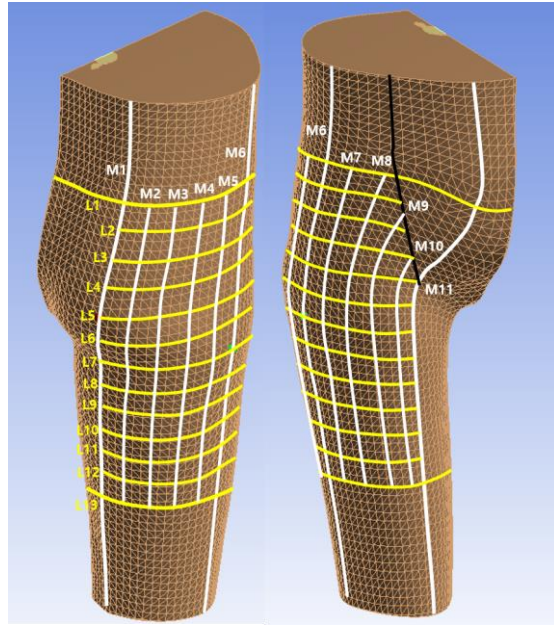


그림 3-11. 충격 범위의 기준 수직선 명명

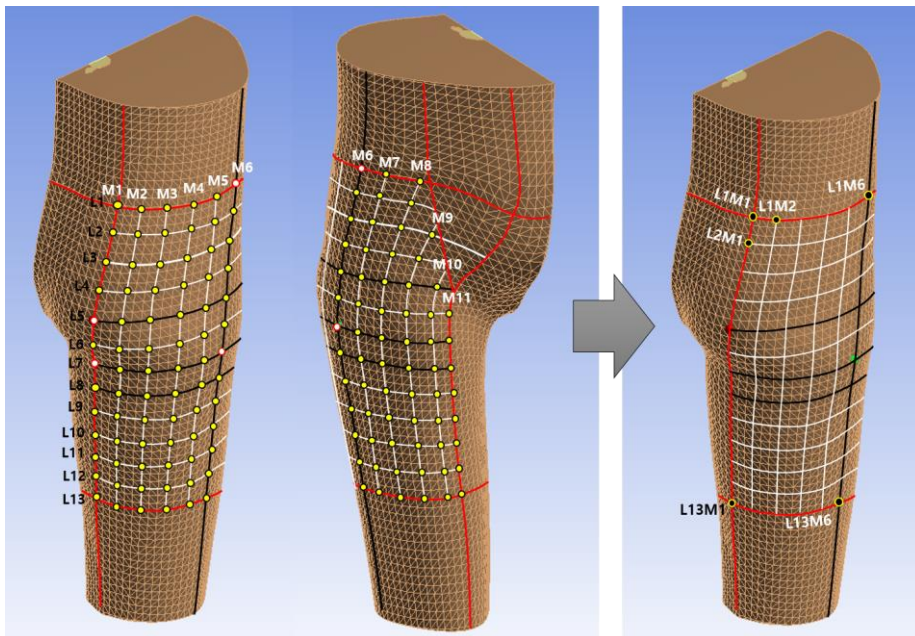


그림 3-12. 충격 위치의 기준점 명명

Figure 1 consists of two panels. Panel (a) shows a 3D visualization of a knee joint mesh. The mesh is composed of a grid of elements, with a red line tracing a path through it. Six nodes are highlighted with yellow dots and labeled: L1M1, L1M2, L1M6, L2M1, L3M1, and L3M6. Panel (b) shows a 2D visualization of the same mesh, with a green background. The mesh is overlaid with a coordinate system. The horizontal axis is labeled with (0,0) at the origin, and the vertical axis is labeled with 12 and 15. Three nodes are highlighted with red dots and labeled: L1M1(12,11), L1M2(15,11), and L2M1(12,14). The labels L1M1, L1M2, and L2M1 are also present in panel (a).

75

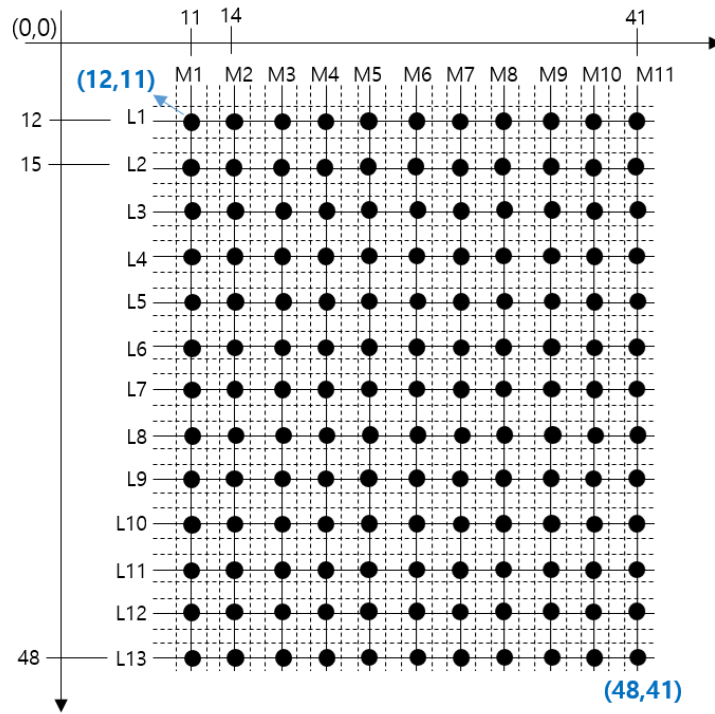
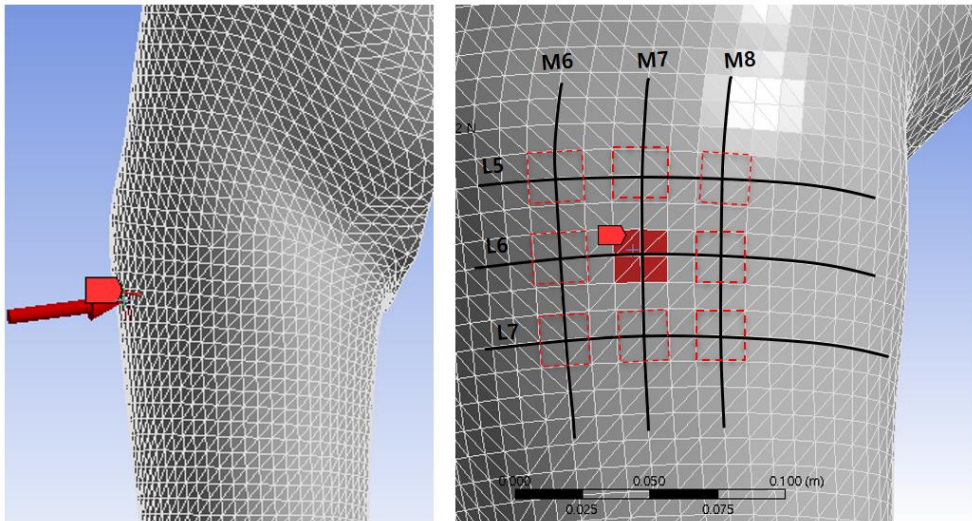


그림 3-14. 2차원 평면상으로 가정한 충격 기준점의 좌표 (행,열)

표 3-13. 충격 기준점과 좌표 (행,열)

구분	뒷면								측면			
기준선	M1		M2		M3		M4		M5		M6	
	기준점	좌표	기준점	좌표	기준점	좌표	기준점	좌표	기준점	좌표	기준점	좌표
L1	L1M1	(12,11)	L1M2	(12,14)	L1M3	(12,17)	L1M4	(12,20)	L1M5	(12,23)	L1M6	(12,26)
L2	L2M1	(15,11)	L2M2	(15,14)	L2M3	(15,17)	L2M4	(15,20)	L2M5	(15,23)	L2M6	(15,26)
L3	L3M1	(18,11)	L3M2	(18,14)	L3M3	(18,17)	L3M4	(18,20)	L3M5	(18,23)	L3M6	(18,26)
L4	L4M1	(21,11)	L4M2	(21,14)	L4M3	(21,17)	L4M4	(21,20)	L4M5	(21,23)	L4M6	(21,26)
L5	L5M1	(24,11)	L5M2	(24,14)	L5M3	(24,17)	L5M4	(24,20)	L5M5	(24,23)	L5M6	(24,26)
L6	L6M1	(27,11)	L6M2	(27,14)	L6M3	(27,17)	L6M4	(27,20)	L6M5	(27,23)	L6M6	(27,26)
L7	L7M1	(30,11)	L7M2	(30,14)	L7M3	(30,17)	L7M4	(30,20)	L7M5	(30,23)	L7M6	(30,26)
L8	L8M1	(33,11)	L8M2	(33,14)	L8M3	(33,17)	L8M4	(33,20)	L8M5	(33,23)	L8M6	(33,26)
L9	L9M1	(36,11)	L9M2	(36,14)	L9M3	(36,17)	L9M4	(36,20)	L9M5	(36,23)	L9M6	(36,26)
L10	L10M1	(39,11)	L10M2	(39,14)	L10M3	(39,17)	L10M4	(39,20)	L10M5	(39,23)	L10M6	(39,26)
L11	L11M1	(42,11)	L11M2	(42,14)	L11M3	(42,17)	L11M4	(42,20)	L11M5	(42,23)	L11M6	(42,26)
L12	L12M1	(45,11)	L12M2	(45,14)	L12M3	(45,17)	L12M4	(45,20)	L12M5	(45,23)	L12M6	(45,26)
L13	L13M1	(48,11)	L13M2	(48,14)	L13M3	(48,17)	L13M4	(48,20)	L13M5	(48,23)	L13M6	(48,26)
구분	측면		앞면									
기준선	M7		M8		M9		M10		M11			
	기준점	좌표	기준점	좌표	기준점	좌표	기준점	좌표	기준점	좌표		
L1	L1M7	(12,29)	L1M8	(12,32)								
L2	L2M7	(15,29)	L2M8	(15,32)								
L3	L3M7	(18,29)	L3M8	(18,32)	L3M9	(18,35)						
L4	L4M7	(21,29)	L4M8	(21,32)	L4M9	(21,35)						
L5	L5M7	(24,29)	L5M8	(24,32)	L5M9	(24,35)	L5M10	(24,38)				
L6	L6M7	(27,29)	L6M8	(27,32)	L6M9	(27,35)	L6M10	(27,38)	L6M11	(27,41)		
L7	L7M7	(30,29)	L7M8	(30,32)	L7M9	(30,35)	L7M10	(30,38)	L7M11	(30,41)		
L8	L8M7	(33,29)	L8M8	(33,32)	L8M9	(33,35)	L8M10	(33,38)	L8M11	(33,41)		
L9	L9M7	(36,29)	L9M8	(36,32)	L9M9	(36,35)	L9M10	(36,38)	L9M11	(36,41)		
L10	L10M7	(39,29)	L10M8	(39,32)	L10M9	(39,35)	L10M10	(39,38)	L10M11	(39,41)		
L11	L11M7	(42,29)	L11M8	(42,32)	L11M9	(42,35)	L11M10	(42,38)	L11M11	(42,41)		
L12	L12M7	(45,29)	L12M8	(45,32)	L12M9	(45,35)	L12M10	(45,38)	L12M11	(45,41)		
L13	L13M7	(48,29)	L13M8	(48,32)	L13M9	(48,35)	L13M10	(48,38)	L13M11	(48,41)		

충격을 가한 기준점은 인체의 뒷면에서는 M1~M4 수직선에 해당하는 52부위, 인체의 측면에서는 M5~M7 수직선에 해당하는 39부위, 인체의 앞면에서는 M8~M11 수직선에 해당하는 41부위로 모두 132점이며 모든 충격은 표면에 수직한 방향으로 힘을 가하였다(그림 3-15). 힘을 가한 면적은 각 포인트별로 충격의 영역이 서로 겹치지 않도록 $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 의 사각면으로 설정하였다. 모든 충격 기준점에서 $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 의 면적에 같은 힘을 수직 방향으로 가하여, 각각의 충격이 타 충격점에 직접적인 영향이 없도록 하였다.



(a)

(b)

(a) 표면에 수직한 방향의 충격

(b) 충격 위치 별 힘을 주는 면적

그림 3-15. 충격량을 주는 방식

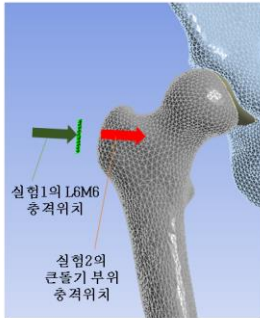
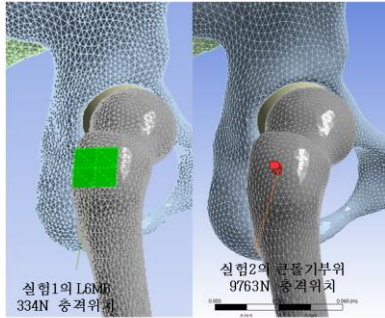
3.3.2. 충격 하중의 크기 설정

인체가 받는 힘은 상황에 따라 매우 다양하므로, 다양한 체중에 대하여 낙상실험을 진행하여 평균 힘의 값을 제시한 선행연구의 결과를 바탕으로 고관절에 가하는 힘을 설정하였다. 평균 66kg의 피험자들이 1m 낙상시 바닥에 닿기 직전에 평균 589J의 에너지를 가진다는 연구 결과(van den Kroonenberg et al., 1996)를 통하여, 1kg당 낙상에너지는 8.92 J/kg을 갖는 것을 알 수 있다(표 3-14의 실험1).

본 연구 대상인 고령 여성의 평균 몸무게 56kg은 낙상시 499.8J ($8.92 \text{ J/kg} \times 56\text{kg}$)의 에너지를 갖게 되며 이는 499.8N의 힘으로 1m 이동한 에너지에 해당한다. 고령여성의 평균 살높이인 0.67m에서 떨어지는 경우로 가정하였을 경우, 낙상시 인체는 $334\text{N}(499.8\text{J}/0.67\text{m})$ 의 힘을 받게된다(표 3-14의 실험1). 고관절의 주요 골절 부위에 가장 큰 응력을 발생시키는 인체의 충격 위치를 찾기 위한 실험 1에서는 1초간 334N을 각각의 모든 충격 지점에 수직힘을 가하였다. 이는 고관절에 가장 큰 충격 응력치를 보이는 낙상의 위치를 파악하는 기준이 되었다.

실제적으로 빙판길과 같은 갑작스러운 상황이나 거동이 불편하여 낙상시 손으로 먼저 지지하여 충격부위의 충격을 감소 하는 등의 행동이 불가능한 경우에는 이보다 훨씬 큰 충격량을 받는다. 순식간에 콘크리트와 같이 매우 딱딱한 물체에 낙상하는 경우, 고관절의 전자부 큰돌기에는 몸무게의 11배에 달하는 힘을 받게된다 (Lotz et al., 1995). 또한 딱딱한 바닥으로의 낙상 직전 평균속도는 3.17 m/s ($S.D=0.47\text{m/s}$) (van den Kroonenberg et al., 1996)이며, 낙상시 최대의 충격의 받기까지 걸리는 시간은 0.2초에 불과(Bergmann et al., 2001)하다는 선행연구들을 토대로, 고관절이 받는 최대의 충격량인 9763.6N을 계산하여 고관절에 직접 충격을 가하는 추가적인 실험(실험 2)에 적용 하였다(표 3-14의 실험2).

표 3-14. 실험에 적용한 충격량의 위치 및 크기

실험1. 위치 실험		
목적	표면의 모든 충격 포인트 별로 고관절내의 최대 응력값 산출	
충격 위치	인체 뒷면 52부위, 측면 39부위, 앞면 41부위	
충격 방식	인체의 표면에 point 방식의 수직힘을 가함. (총 132부위 실험)	
충격량	계산과정	<p>① 평균 몸무게 66kg 이 1m 낙상시, 589J의 낙상 에너지가 발생함. (van den Kroonenberg, Hayes, & McMahon, 1996) → 1kg 당 낙상에너지는 $589J / 66kg = 8.92 J/kg$</p> <p>② 56kg (70-85세 한국 고령 여성의 평균 몸무게)이 1m 낙상시, $8.92 J/kg \times 56 kg = 499.8 J$ 의 낙상 에너지를 받음.</p> <p>③ 1J 은 1N의 물체가 1m 이동한 에너지를 의미함. → $1J=1N \times 1m$ 이므로, $1N= 1J/1m$.</p> <p>④ $499.8J= 499.8N \times 1m$ 이므로, 0.67m에서 낙상시 인체가 받는 힘은 → $499.8 J / 0.67m = 334N$</p>
	적용 충격량	334 N
실험2. 골절 실험		
목적	최대 충격이 발생할때의 고관절 전자부, 경부 에서 받는 응력 산출. (실험 1의 전자부,경부위치 응력과 비교하기 위함)	
충격 위치	<p>인체 표면 L6M6 지점(고관절 전자부, 경부 측면 위치)의 힘의 수평방향에 위치하는 넙다리 큰돌기 부위</p> <div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;"> <p><정면></p>  </div> <div style="text-align: center;"> <p><측면></p>  </div> </div> <p>* 대퇴골 전자부큰돌기 부위: L6M6의 수직힘과 같은 위치, 9763.6N 직접적 충격</p>	
충격 방식	넙다리뼈 위 전자부 큰돌기 지점에 수직힘을 가함.	
충격량	계산과정	<p>① 충격이 최대로 발생시, 넙다리뼈에서 몸무게의 11배의 충격힘을 받음. (Lotz, Cheal, & Hayes, 1995) →바닥에 부딪히기 직전, 넙다리뼈에서 받는 충격량은 $F = 11m \times v/s$</p> <p>② $m = 56kg$ 70-85세 한국 고령여성 평균 몸무게(국가기술표준원, 2014) $v = 3.17m/s$ 낙상 직전 인체의 속도 (van den Kroonenberg et al., 1996), $s = 0.2 sec$ 낙상 평균 시간 (Bergmann et al., 2001)</p> <p>③ ②의 m,v,s를 ①의 식에 대입하여 최대 충격량을 구함.</p>
	적용 충격량	9763.6N

실험 2의 고관절 전자부의 큰돌기 부위는 실험 1의 고관절 전자부와 경부 위치인 L6M6와 수직방향의 충격 위치가 같도록 하여, 실험 1과 실험 2의 동일 부위의 응력 결과를 서로 비교할 수 있도록 하였다.

3.3.3. 위치별 충격 시뮬레이션 결과의 분석 방법

낙상시 가장 많은 골절이 일어나는 부위는 대퇴부의 경부와 전자부(그림 3-16)이며, 이 부위는 수술 후 예후 또한 좋지 않아 골절 예방이 가장 필요한 부위 이므로, 충격시 경부와 전자부에 가해지는 최대 응력값을 분석하였다. 경부와 전자부는 넓다리뼈머리(골두)와 넓다리뼈 몸통을 제외한 넓다리뼈목, 큰돌기, 작은돌기를 포함한 부위이다. 그림 3-17의 음영부위(N&T부위)인 경부와 전자부의 부위에서의 최대 응력을 산출하여 이를 비교 및 분석하였다. .

132개의 충격 기준점에 따라 각각의 면에 수직한 334N의 힘을 가한 시뮬레이션들은, 충격을 준 위치에 따라 경부 및 전자부에서 받는 힘의 위치나 크기가 모두 다르다. 이 중 고관절 골절이 가장 많이 일어나는 경부 및 전자부에 가해지는 최대 응력을 각 충격 기준점마다 산출하여, 낙상시 고관절에 응력을 부하하는 정도를 순서화 함으로써(표 3-14 실험1), 경부나 전자부에 가장 많은 응력을 주는 낙상 위치를 찾고자 하였다.

시뮬레이션의 결과는 각 요소들의 응력치 뿐 아니라 응력의 분포를 색상 분포로 제시하였다. 한 지점의 충격에 의해 뼈 전반에 발생하는 응력 분포의 결과는 낙상 위치에 따른 대퇴골 이외의 골절 경향을 살펴보고 인체의 뒷면, 측면, 정면 별로 낙상 위치에 따른 고관절 전자부와 경부 부위의 응력을 분석하여 분류하였다.

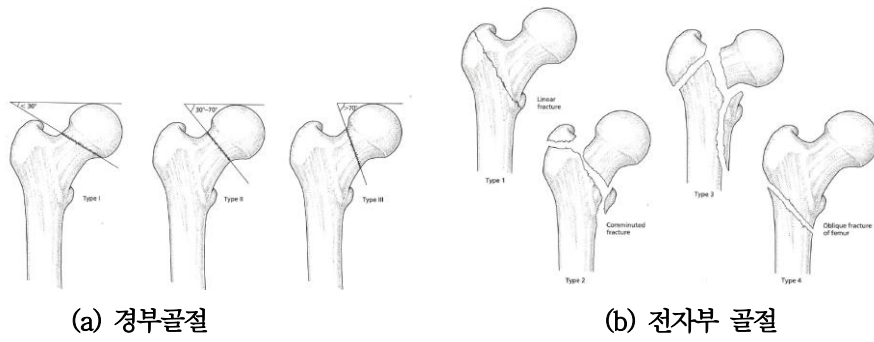


그림 3-16. 대퇴부 골절의 Pauwel's classification
(Martyn J. Parker, 1993)

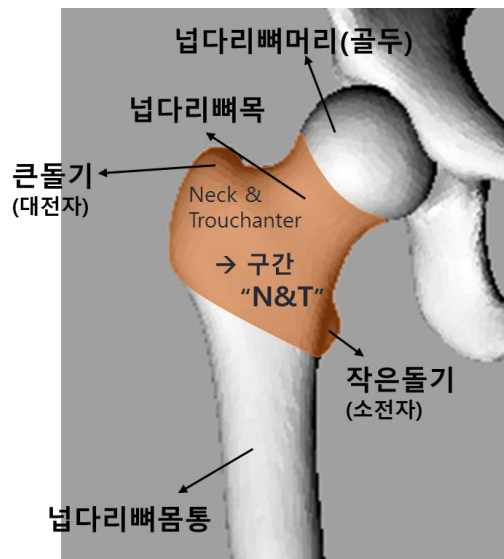


그림 3-17. 최대 응력을 산출한 고관절 부위 (음영, NT)

3.4. 보호패드의 위치 및 두께 산출 방법

충격 부위에 대한 충격량들을 비교하여, 고관절 전자부와 경부의 골절을 유발하는 위치를 산출하였다. 안전계수를 기준으로 골밀도에 따른 최대 응력값이 큰 순서대로 충격 위치를 그룹화하여, 보호패드가 위치해야 하는 부위를 분석하였다. 분석 결과는 보호패드의 장착 위치와 형태에 대한 정보를 골밀도 수준에 따라 인체의 기준선에 맞추어 패턴상에 제시하였다. 제안된 보호패드의 형태는 일반적으로 많이 사용되는 스티로폼의 보호 패드를 적용하여, 안전계수 1.6이 넘지 않도록 응력을 줄여줄 수 있는 두께를 제안하여 가상 시뮬레이션을 통해 검증하였다

3.4.1. 안전계수를 이용한 고관절 구간의 최대 응력한도 설정

고관절 큰돌기 부위에 가해지는 최대 충격에 대한 실험(표 3-14 실험2)을 통하여, 낙상시 발생하는 최대의 충격에 대하여 고관절에서 발생하는 최대 응력을 산출하였다. 최대 충격에 대한 고관절의 전자부와 경부 부위의 최대 응력은 넙다리뼈의 항복강도를 넘어서기 때문에, 실제적으로 골절이 일어나는 부위에 대한 파악이 가능하다.

하지만 단순히 단 한번의 큰 충격이 가해져야만 골절이 발생하는 것은 아니다. 항복강도에는 미치지 못하는 힘을 고관절이 받게 되어도, 여러 번 낙상하여 충격이 여러 번 지속되게 되면 작은 충격에도 골절이 일어나는 경우가 많다. 기계나 구조물의 경우, 이렇게 지속되는 힘이나 충격이 가해져도 파단이 일어나지 않을 수 있는 기준을 마련하여 설계에 적용하고 있는데, 이러한 기준이 안전 계수(safety factor)이다.

안전 계수는 어떠한 구조물의 응력이 탄성적 성질을 유지할 수 있는 기준을

의미하며, 실제 하중에 대한 항복강도의 비로 계산한다(최상복, 2004). 따라서 본 연구에서도 안전계수를 이용하여, 단 한번의 낙상으로 인한 파단의 기준이 아닌 뼈의 탄성적 성질을 유지할 수 있는 응력의 기준으로 보호 부위를 산출하고자 하였다. 고령자의 뼈의 경우 충격에 대한 항복강도의 0.7~2.0의 안전계수를 사용하는게 적합하다는 선행연구(Biewener, 1993)와, 테스트 되지 않은 재료의 경우 항복강도에 대한 안전계수는 일반적으로 1.6으로 가정하여 실험한다는 이론(Ullman, 2002)을 바탕으로, 뼈의 안전계수는 1.6으로 적용하였다.

고령자의 경우 고관절 골절에 가장 큰 영향을 미치는 요인은 골밀도 이다. 같은 충격이 가해지더라도 골밀도가 낮은 대상에서는 골절을 입을 확률이 훨씬 커질 뿐 아니라, 70세 이상 여성의 골다공증의 유병율은 65%에 이므로 (국민건강영양조사 보고서, 2012), 골밀도가 낮은 경우에 대한 고려도 반드시 필요하다. 70세 이상의 정상 골밀도는 0.7g/cm^3 이며, 골다공증환자의 평균 골밀도는 0.4g/cm^3 이므로 (www.samsunghospital.com), 이에 해당하는 항복강도를 적용하여 안전계수를 활용하였다.

넙다리뼈의 경우 골밀도 0.7g/cm^3 인 여성의 항복강도는 64.7MPa 이므로, 1.6의 안전계수를 갖기 위해서는 실제 고관절 전자부와 경부 구간에서는 40.44MPa 이하의 응력을 받아야 한다. 즉, 전자부와 경부 구간에서

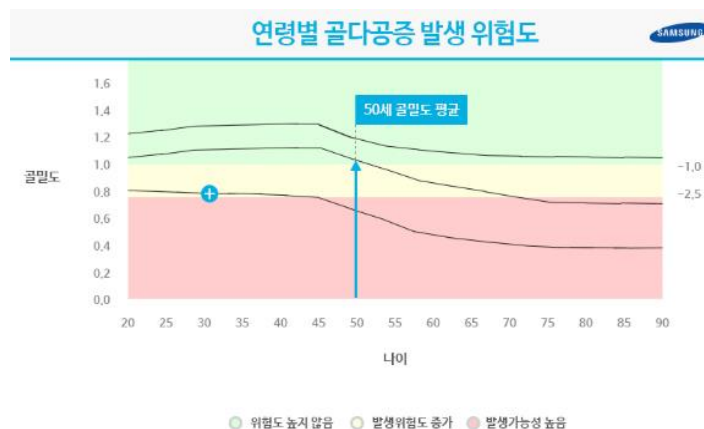


그림 3-18. 나이에 따른 골밀도 분포
(www.samsunghospital.com)

최대응력이 40.44MPa이상인 낙하 지점에는 보호기구가 위치하는 것이 좋으므로, 골밀도 0.7g/m^3 대상에 대하여 응력의 한도는 40.44MPa로 설정하였다. 골다공증의 골밀도 평균 0.4g/cm^3 의 고령자의 경우, 평균적으로 45MPa의 (Veenland et al., 1997) 항복강도를 갖는다. 골밀도가 0.4로 낮아진 경우의 안전계수 1.6에 대한 실제 응력은 28.125MPa 이며 이를 고관절에서 받는 한도응력으로 설정하였다.

3.4.2. 보호패드의 위치 산출

모든 낙하 지점에 대하여 334N으로 충격을 준 실험을 통하여, L1M1에서 L13M11까지 이르는 모든 충격 지점에서 고관절의 전자부와 경부 구간에서 받는 최대응력을 추출하여, 어느 지점에서 최대응력이 가장 큰 지를 파악하였다.

고관절의 전자부와 경부의 측면 부위이자 큰돌기 부위에 가장 가까운 충격 위치 L6M6에서와 같은 수평힘과 같은 선상에 위치하는 고관절 큰돌기에 9763N의 수직힘을 직접 가하는 충격 실험2를 한번 더 시행함에 따라, 서로 다른 충격량에 대한 같은 지점에서의 전자부와 경부 구역의 응력 차이를 살펴볼 수 있다. 발생한 응력의 차이는 비례식을 이용하여, 9763N의 충격에 의해 고관절 전자부와 경부 구간에서 받는 최대응력 뿐 아니라, 항복강도 64.7MPa(골밀도 0.7), 45MPa(골밀도 0.4)과 최대한도응력인 40.44MPa(골밀도 0.7), 28.125MPa(골밀도 0.4)를 334N 충격시 전자부와 경부 구간에서 받는 최대응력의 기준에 맞는 응력값으로 계산하여 제시하였다. 이러한 응력값을 기준으로, 응력한도보다 높은 응력을 보이는 낙상 지점은 보호기구의 위치 지점으로 지정하였다.

충격을 가한 연부조직 표면의 낙상 위치는 의복 구성학에 기초한 수평 및 수직선을 기준으로 설정되었기 때문에, 안전계수 1.6의 수준을 넘은 낙상 지점인 보호기구 위치를 패턴상에 제시하는 것이 유용하였다. 보호기구

위치에 대한 활용도를 더욱 높이기 위해, 이를 타이트 팬츠 패턴상에 제시하였다.

3.4.3. 보호패드의 두께 및 형태 설정

골밀도 종류에 따라 고관절 전자부와 경부 부위의 최대응력이 안전계수 1.6의 기준(40.44MPa, 28.125MPa)을 넘어서는 낙상 위치에서는 보호패드가 필요하며, 보호패드는 안전계수의 기준을 넘지 않는 양의 충격량을 흡수하여야 한다. 따라서 1.6의 수준을 넘어서는 위치에 다양한 두께의 패드를 적용하여, 한도응력을 넘지않는 두께 치수를 찾아 제시하였다.

보호패드에 필요한 충격 흡수량값을 토대로, 일반적으로 보호패드에 가장 많이 사용되는 스티로폼 재질의 보호패드인 PU 폼을 적용(Young's modulus $E=1.98\text{MPa}$, Poisson's ratio=0.35, Mass density= 2300kg/m^3 (Cho et al., 2009))하여 보호기구의 대표적인 예를 제시하고자 하였다. 시제품의 경우, 보호패드의 두께가 0.6~2cm 까지 다양한 것을 토대로, 제안된 사이즈와 형태의 스티로폼에 0.5cm 두께부터 0.5cm간격으로 두께를 늘려가며 (0.5cm, 1.0cm, 1.5cm, 2cm)시뮬레이션 하여, 다양한 두께에 대한 충격실험을 통하여 한도응력을 넘지 않는 가장 적합한 두께를 제안하였다.

시뮬레이션에 적용한 보호패드의 형태는, 골밀도 정상대상과 저하대상에 따라 고관절의 전자부와 경부 구간에 1.6의 안전계수치를 넘어서는 낙상 지점의 힘의 작용 위치에 대한 형태로 우선적으로 적용하였다. 보호패드의 두께는 패드의 면적이 넓어지면 힘의 분산 효과로 인하여 얇아질 수 있으므로, 위치에 따라 설정되어 시뮬레이션에 적용한 보호패드는, 두께 시뮬레이션의 결과를 토대로 면적과 형태를 조정하여 최종적으로 제안하였다.

4. 결과

4.1.3차원 가상 고관절 부위 모델의 모델링

3차원 가상 고관절 모델은 고관절 부위의 8개의 뼈, 바디를 형성하는 연부조직, 두종류의 연골로 구성된다. 연골을 제외한 뼈와 연부조직의 9개의 구성 모델들은 쉘타입의 단순형상모델을 먼저 모델링한 후, 솔리드 모델로 변환하여 물성을 가진 유한요소 모델로 완성하였다. 연부조직은 뼈와 뼈 사이에 완전히 결합한 형태로 타원형의 솔리드 물체를 모델링하였으며, 쉘타입의 뼈와 연부조직은 빈틈이나 간섭이 없도록 뼈위에 연부조직을 덮는 방식으로 솔리드 모델로 변환하였다. 고관절 모델을 구성하는 11개의 모든 솔리드 모델은 접촉방식의 연결조건과 물성을 부여하여 가장 적절한 메쉬를 설정함으로써 수치적 분석이 가능한 최종의 유한요소모델을 완성하였다.

4.1.1. 고관절 부위의 단순형상 모델

고관절 부위의 모델은 뼈와 연골, 연부조직의 구성으로 되어있다. 그 중 뼈는 디지털 코리안에서 제공한 한국인 표준 뼈대 메쉬형상을 이용하여 쉘타입의 뼈대 단순형상 모델을 만들었으며, 연부조직은 선행연구의 고령 여성 바디 단면 정보를 활용하여, 둘레와 너비 및 두께를 반영한 허리~무릎의 단면을 이은 하반신 쉘 바디를 생성하였다.

4.1.1.1. 뼈의 단순형상 모델

디지털 코리안에서 제공한 179개의 뼈대 중, 우측 고관절 부위의 활용 뼈는 총 8개이다. 메쉬로 되어있는 폴리곤(polygon) 형식의 뼈들은 각각 NURBS 타입의 닫힌 폴리서피스(closed polysurface)의 셸 형태의 단순형상 모델로 변환되었다(그림 4-1). 좌우를 모두 포함한 허리~무릎의 셸 모델 결과는 그림 4-2과 같다. 모든 뼈들은 서로 분리되어 각각의 셸을 가진 독립적인 모델들이다.

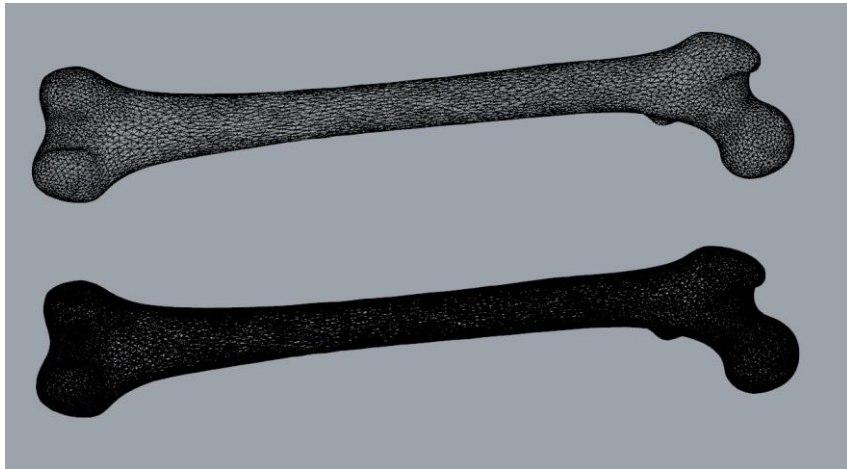


그림 4-1. 넓다리뼈의 메쉬와 NURBS 모델

(위) 메쉬로 이루어진 모델 형상(한국과학기술연구원,2007)

(아래) 메쉬를 NURBS로 변형한 폴리서피스의 셸타입 형상

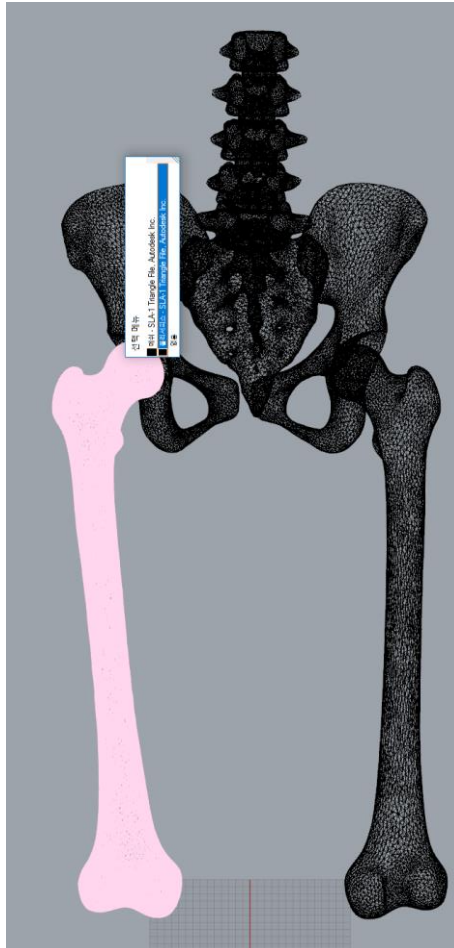
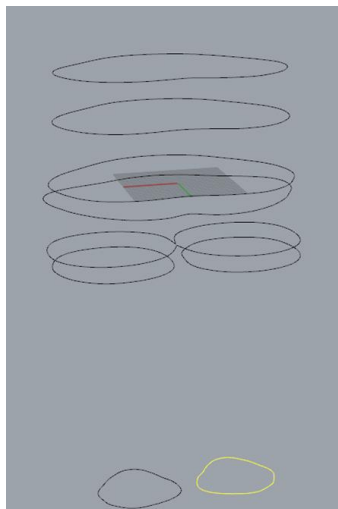


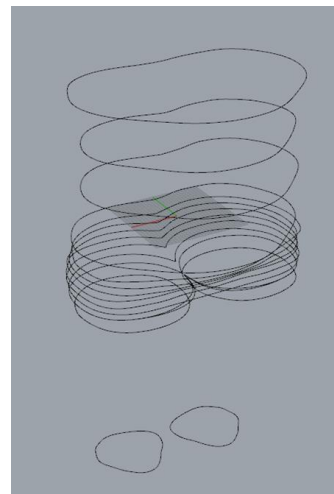
그림 4-2. 허리 ~ 무릎 구간 전체 뼈의 단순 형상 (shell) 모델

4.1.1.2. 연부조직(바다)의 단순형상 모델

연부조직은 바디의 형태를 이루는 동시에 뼈와 두 연골을 제외한 지방 및 근육, 장기등을 모두 포함한 모델이다. 연부조직을 모델링하기 위해서 평균적인 고령 여성의 외형과 사이즈를 반영한 바디의 쉘형상 모델이 만들어져야한다. 따라서 선행연구(박선미, 2009)의 고령 여성의 표준 바디 단면에 2014 사이즈코리아의 허리, 배꼽수준 허리, 배, 엉덩이, 넓다리, 무릎 수준별 평균 둘레, 너비, 두께를 적용한 6가지의 기준 수평 단면들을 우선적으로 완성하였다(그림 4-3). 기준이 된 수평단면들에는 곡률이 큰 부위와 수평면 사이 사이를 1cm 간격으로 수평을 추가함으로써 최종 수평 평면들을 완성하였으며 (그림 4-4, 그림 4-5) 모든 수평면들은 로프트시켜 평균외이어 프레임에 의한 모핑기법으로 고령 여성의 평균 연부조직 외형(shell 형상)을 완성하였다.



(a) 기준 수평단면



(b) 엉덩이-넓다리 사이 수평단면 추가

그림 4-3. 바디 외곽선의 부위별 수평 단면

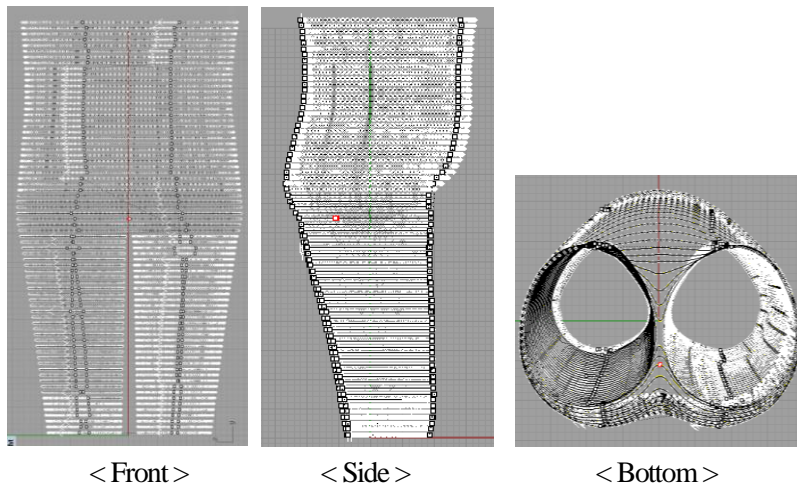


그림 4-4. 고령 여성의 평균 사이즈 및 형태를 반영한 수평 단면 (1cm 간격)

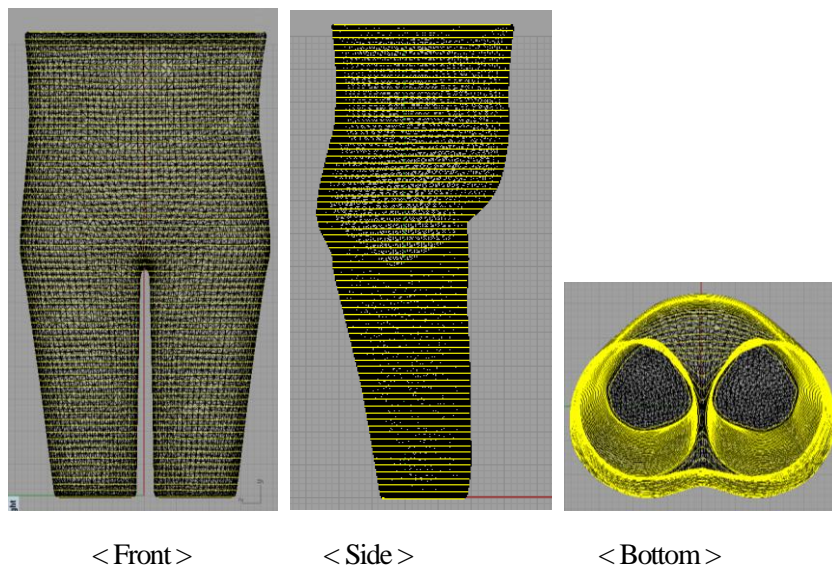


그림 4-5. 연부조직의 단순형상 (Shell) 모델

4.1.2. 고관절 부위의 다물체 모델

셀로 이루어져 뼈와 바디의 형상 정보만 반영하는 단순형상 모델들은 솔리드 모델로 변환하여 솔리드물체로 모델링한 연골과 결합하여 최종적인 다물체 모델을 완성하였다. 연골은 넓다리뼈 골두와 비구가 만나는 부위와 두덩뼈사이에 3차원 타원형으로 틈새에 완전히 접촉되도록 솔리드 모델을 만들었다. 연부조직의 경우, 내부에 뼈와 연골 모델이 구성되어야 하므로 뼈와 연골이 위치하는 공간을 비운 나머지 부분을 솔리드화 하였다.

4.1.2.1. 뼈의 솔리드 모델

단한 폴리서피스 (NURBS)로 변형한 뼈의 셀 모델은 내부를 모두 채워 솔리드 모델로 변환하였다. 변환된 뼈는 인체의 우측 허리~무릎 사이의 총 8개이며, 각각을 솔리드 모델로 변환하여 결합한 최종 뼈의 솔리드 모델을 만들었다. 인체가 좌우 대칭하다는 가정하에 오른쪽 고관절 모델만 모델링하였으므로, 뼈의 솔리드 모델은 중심축을 기준으로 우측 방향을 남기고 나머지는 삭제하였다. 또한 본 연구의 고관절 모델은 전체의 인체 구조 중 일부만 모델링하는 것이므로, 허리뼈 상부와 넓다리 하부를 일부 잘라서 유한요소 모델 분석시 경우에 따라 인체 상하의 뼈대 부분이 움직이지 않도록 고정되는 설정이 가능하도록 하였다.

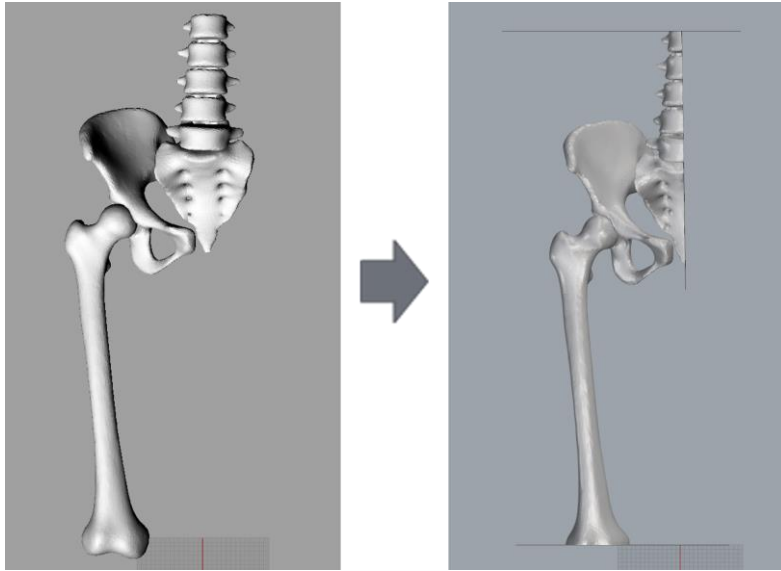
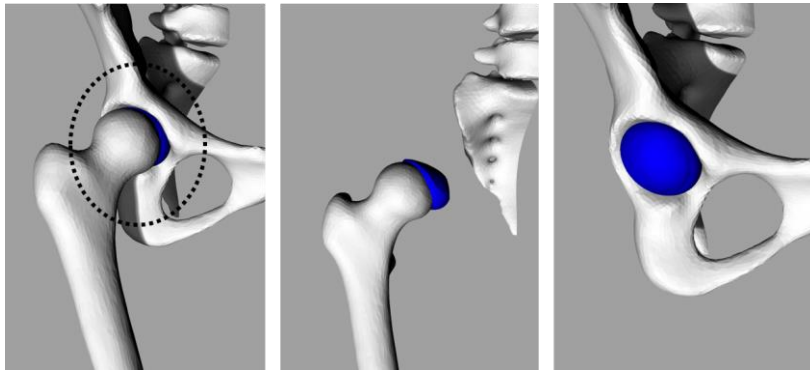


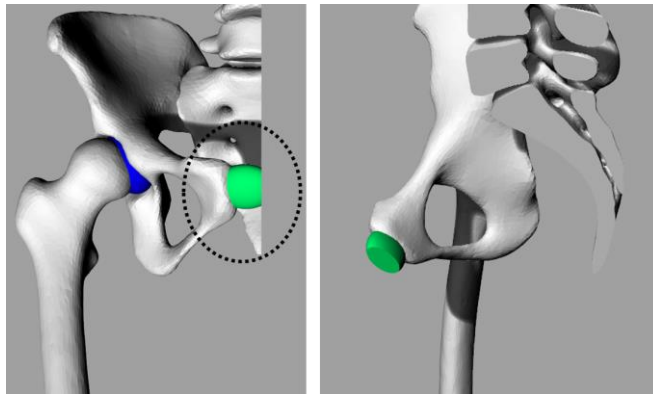
그림 4-6. 뼈의 솔리드 모델

4.1.2.2. 연골의 솔리드모델

넙다리골두와 비구가 만나는 부위, 좌우 두덩뼈가 만나는 부위에 위치하는 두 연골을 3차원 타원형을 이용하여 모델링하였다. 연골은 타원형의 솔리드 형상을 뼈들이 만나는 틈새 사이에 위치하도록 먼저 모델링 하여, 뼈 사이를 채우는 방식으로 만들되, 틈새의 모양을 그대로 연골에 반영하여 뼈에 간섭되지 않을 뿐 아니라 충격이 가할때 충격흡수가 확실히 이루어질수 있도록 하였다. 두 연골의 위치와 형태는 그림 4-7와 같다.



<넙다리뼈 골두와 비구 사이의 연골>



<좌우 두덩뼈 사이의 연골>

그림 4-7. 연골의 솔리드 모델

4.1.2.3. 연부조직의 솔리드 모델

고령 여성의 평균사이즈와 형태를 적용한 6개 수평단면의 외곽선을 따라 모핑한 연부조직의 쉘 형상은 내부를 채우는 작업을 통하여 솔리드 모델로 변환하였다. 연부조직의 모델을 모두 솔리드로 만든 1차 모델은 내부가 모두 채워져, 뼈와 연골을 결합하는 경우 각 구성요소간에 겹쳐지는 문제가 일어난다. 서로의 솔리드 영역이 겹쳐지는 경우, 유한요소로 분할후 분석의 과정에서 많은 에러가 발생하게 된다. 따라서 모든 솔리드 모델 영역이 서로 겹쳐지거나 틈새가 생기지 않도록 모델링을 해야한다.

연부조직내에 뼈와 연골 부위의 공간을 만들기위해 1차 솔리드모델에 뼈와 연골 솔리드 모델을 영역이 겹치도록 배치 후, 공유하는 영역의 공간을 빼주는 부울 차집합 방식을 적용하여, 모든 솔리드 모델이 공유하는 공간 뿐 아니라 빈틈이 없도록 2차적인 모델링을 하였다. 이로인하여, 내부에 빈 공간이 없던 연부조직의 1차 모델은 뼈와 연골 영역이 비어있어 각 모델간의 영역이 분리될 수 있는 최종 솔리드 모델로 완성되었다.

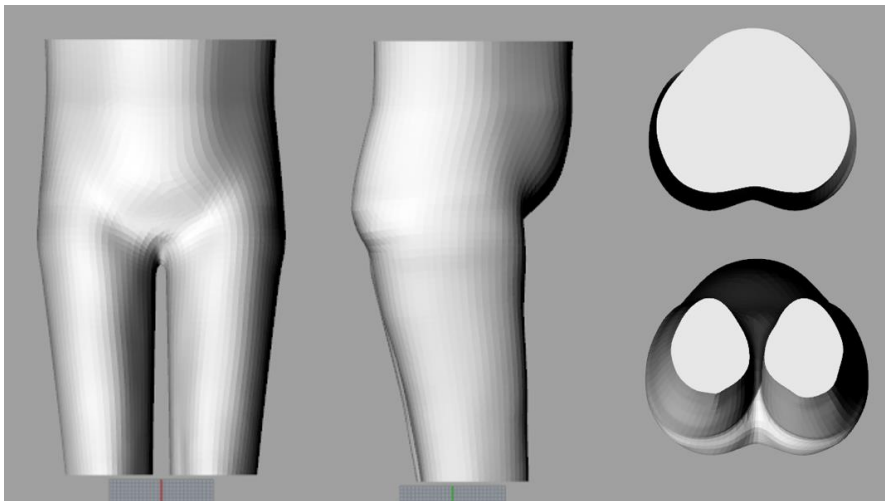


그림 4-8. 연부조직(바디)의 1차 솔리드 모델

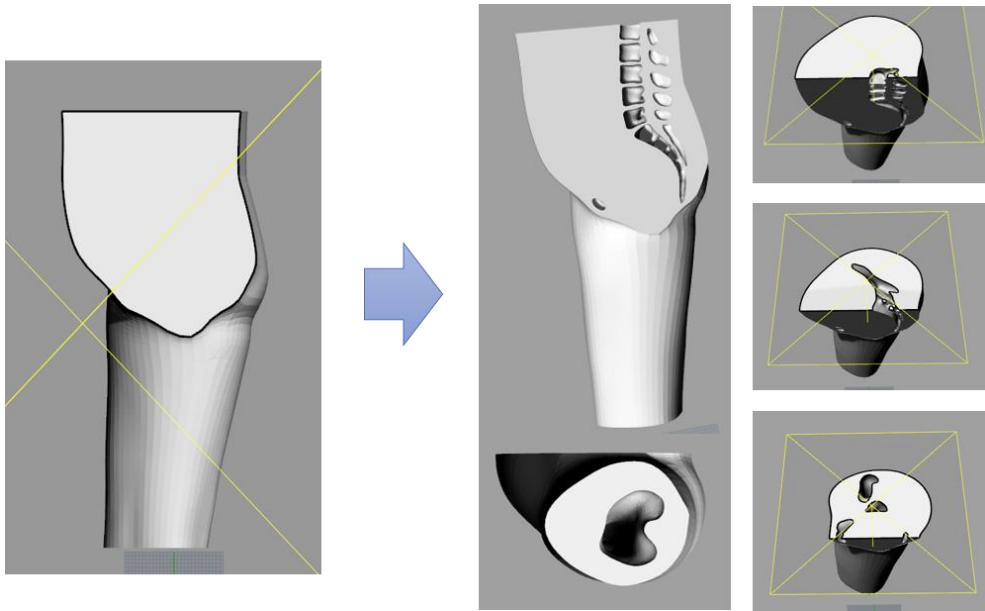
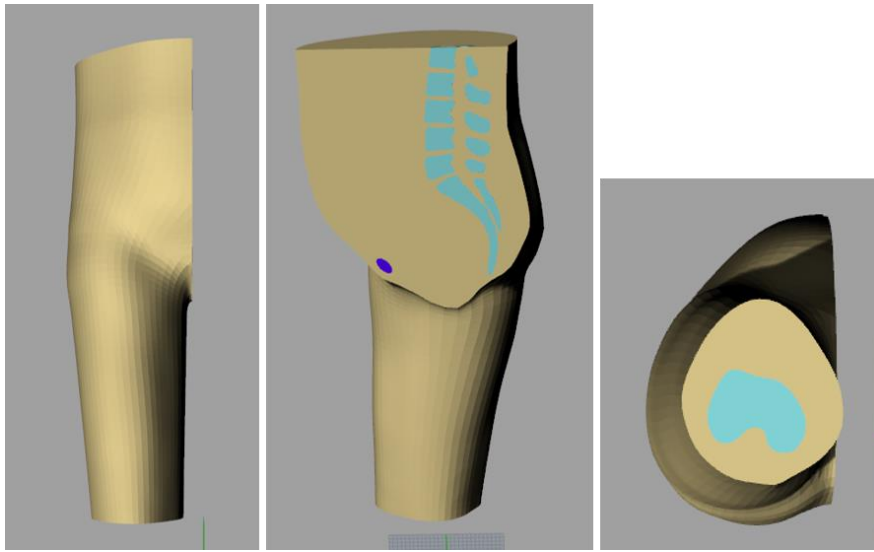


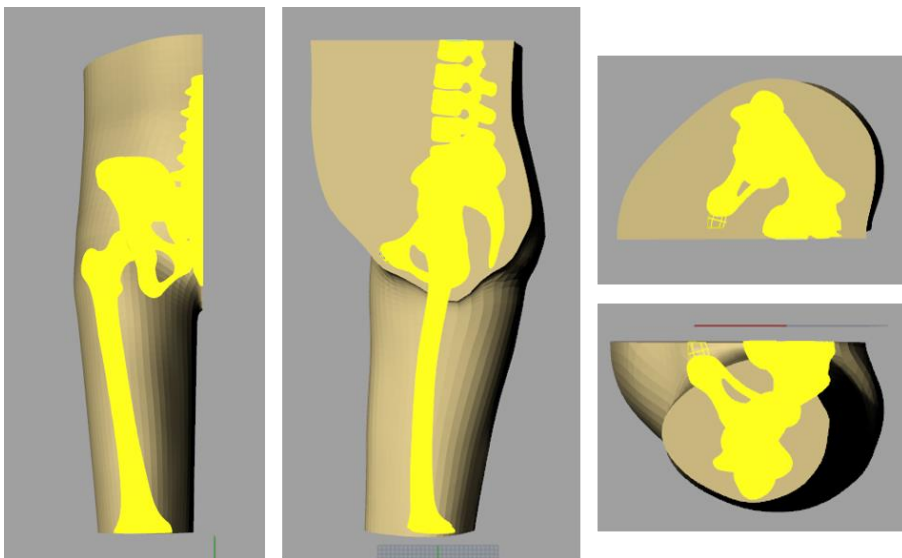
그림 4-9. 연부조직(바디)의 최종 솔리드 모델

4.1.2.4. 솔리드 모델들을 결합한 고관절 부위의 다물체 모델

고관절 부위의 다물체 모델은, 앞에서 모델링한 뼈와 연골, 연부조직(바디)의 솔리드 모델들을 하나의 모델로 결합한 모델이다. 고관절 다물체 모델은 뼈 솔리드 모델 8개, 연골 솔리드 모델 2개, 연부조직 솔리드 모델 1개로 서로의 영역이 독립된 형태로 하나의 다물체 모델을 형성하였다. 그 결과는 그림 4-10 와 같으며 이는 유한 요소로 분할되는 기준 모델이 되었다.



<외부>



<내부 투시>

그림 4-10. 고관절 부위의 최종 다물체 모델

4.1.3. 고관절 부위의 유한요소 모델

하나의 다물체 모델로 결합된 모델은, 각 구성 솔리드 모델이 갖는 물성을 적용하고 구성간의 접촉관계를 정의한 후 질 좋은 유한요소로 분할하는 메쉬 작업을 거친 후 유한요소모델이 완성되었다.

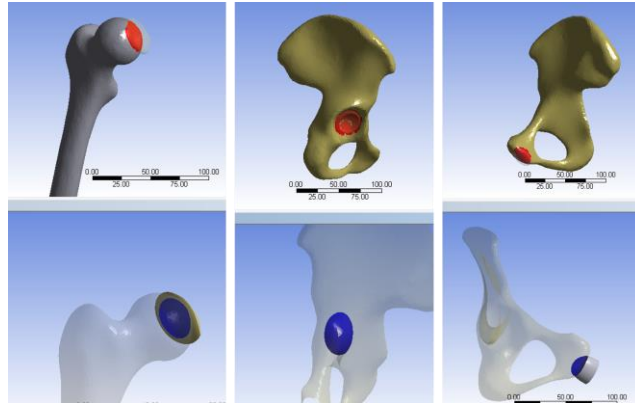
4.1.3.1. 다물체 모델에 적용한 물성 및 접촉 관계 정의 결과

실험에 사용된 뼈대 및 근육, 연부 조직의 물성 정보는 아래 표 4-1와 같다.

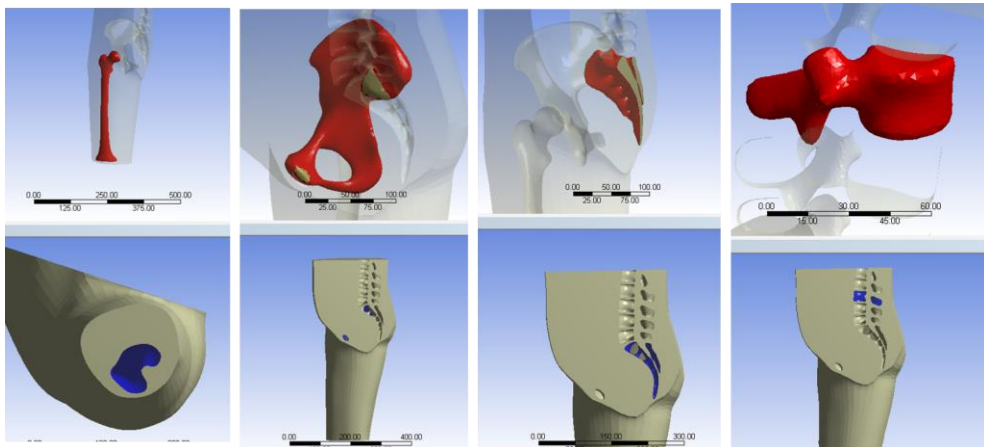
표 4-1. 유한요소 모델에 적용된 물성 정보

NO	종류		밀도 [g/cm ²]	탄성계수 [GPa]	Poisson ratio	항복강도/ 극한강도 [MPa]
1	뼈	허리뼈1	0.7	2.9487	0.3	-
2		허리뼈2		2.9430		-
3		허리뼈3		3.8862		-
4		허리뼈4		3.0552		-
5		허리뼈5		3.6610		-
6		우측 엉덩뼈, 궁둥뼈, 두덩뼈		2.7715		-
7		엉치뼈		4.0038		-
		꼬리뼈				
8		우측 넓다리뼈		4.6067		76.68 / 99.26
9	연골	넓다리연골	0.59	0.0025	0.1	-
10		두덩결합				
11	연부조직		0.59	0.00462	0.45	-

다물체 모델의 각 구성 solid 마다 적합한 물성을 설정 후, 접촉 관계를 정의하였다. 뼈와 연골, 연부조직이 모두 완전히 붙어있는 타입 (Bonded connections)으로 정의함으로써, 외부에 충격이 발생할 경우 인체 내부에서 구성간의 마찰이 발생하지 않도록 하였다. 각 구성간의 연결 관계를 정의를 통하여 11개의 솔리드 모델들은 서로 완전히 결합된 상태가 되었다.



<뼈와 연골사이 접촉 Bonded connections >



<뼈, 연골과 연부조직 사이 Bonded connections>

그림 4-11. 솔리드 모델간 Bonded 접촉 관계 설정

4.1.3.2. 유한요소 모델의 메쉬 설정

다물체 모델은 낙상에 의한 충격을 수치적으로 해석하기 위하여 질점과 요소(Mesh)들로 분할된 형태로 재모델링 되어야 한다. 3차원 유한요소 모델에 적용 가능한 메쉬는 삼각형을 기반으로 한 사면체 메쉬와 사각형을 기반으로 한 육면체 메쉬가 있으며 메쉬의 크기 역시 작은크기에서 큰 크기의 메쉬를 선택하여 설정이 가능하다. 따라서 본 연구 모델에 가장 적합한 메쉬의 형태 및 크기를 결정하기 위하여 다양한 종류들을 적용한 4 케이스의 메쉬 설정에 대한 메쉬 질 비교 실험을 하였으며 그 결과는 표 4-2와 그림 4-12 에서 확인할 수 있다.

표 4-2. 메쉬 형태 및 크기 설정을 위한 실험 결과

모델	Case 1		Case 2		Case 3		Case 4	
	메쉬 형태	메쉬 크기	메쉬 형태	메쉬 크기	메쉬 형태	메쉬 크기	메쉬 형태	메쉬 크기
연부조직 (바디)	Tetra	중간크기 (Medium)	Tetra	작은크기 (Fine)	Tetra	작은크기 (Medium)	Tetra	작은크기 (Fine)
뼈대와 연골	Hexa		Hexa		Tetra		Tetra	
평가기준	Case 1		Case 2		Case 3		Case 4	
	평균	표준편차	평균	표준편차	평균	표준편차	평균	표준편차
1. EQ	0.708	0.19	0.379	0.263	0.779	0.128	0.782	0.129
2. AR	2.911	7.215	3.67	5.745	2.064	0.831	2.055	0.764
3. JR	0.877	0.254	2.067	2.223	1.001	0.019	0.999	0.001
4. AI[각도]	105.23	18.584	103.49	28.257	99.556	13.304	99.352	13.295

EQ= Equivalent Quality, AR=Aspect Ratio, JR=Jacobian Ratio, AI=Angle Idealization

작은크기 메쉬의 크기 : Min size 0.092mm / Max face size 9.72mm

중간크기 메쉬의 크기 : Min size 0.166mm / Max face size 16.6mm

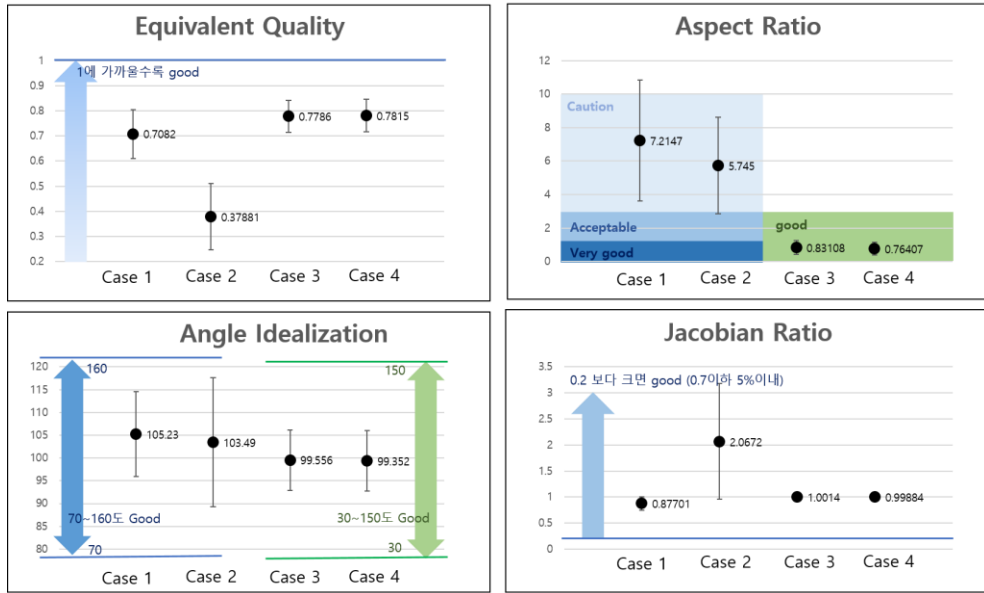


그림 4-12. 메쉬의 종류별 메쉬 질 비교

표 4-2는 case 별로 만들어진 메쉬들을 평가 기준에 따라 평균한 값과 표준 편차 값을 비교한 결과이다. 뼈대와 연골에 육면체 메쉬가 쓰인 case 1, 2 와 사면체의 메쉬로 전체를 구성한 case 3,4 를 비교하여 메쉬 형태에 따른 질(quality)을 살펴보면, 타 기준에서는 둘다 우수한 질을 보이나 Aspect Ratio 의 기준에서(그림 4-12 우측 상단 그래프) 전체가 사면체 메쉬인 case 3,4 의 메쉬질이 훨씬 우수하다는 것을 알 수 있다. 사면체 메쉬를 사용한 case3 과 case 4를 비교하여 메쉬의 크기에 따른 질을 살펴보면, 둘다 매우 유사하게 좋은 질의 메쉬를 가졌음을 알 수 있다. 다만, 작은 크기(Fine)의 메쉬가 전반적인 질의 평균을 의미하는 Equivalent Quality가 약간 더 1에 가까우며, 전반적으로 표준편차가 더 작으므로 더 우수하다고 판단하였다.

따라서 본 연구에서는 모델 전체가 사면체로 이루어졌으며 가장 작은 메쉬 크기인 Tetra형태의 fine크기 메쉬 (case 4)로 유한요소를 설정하였다.

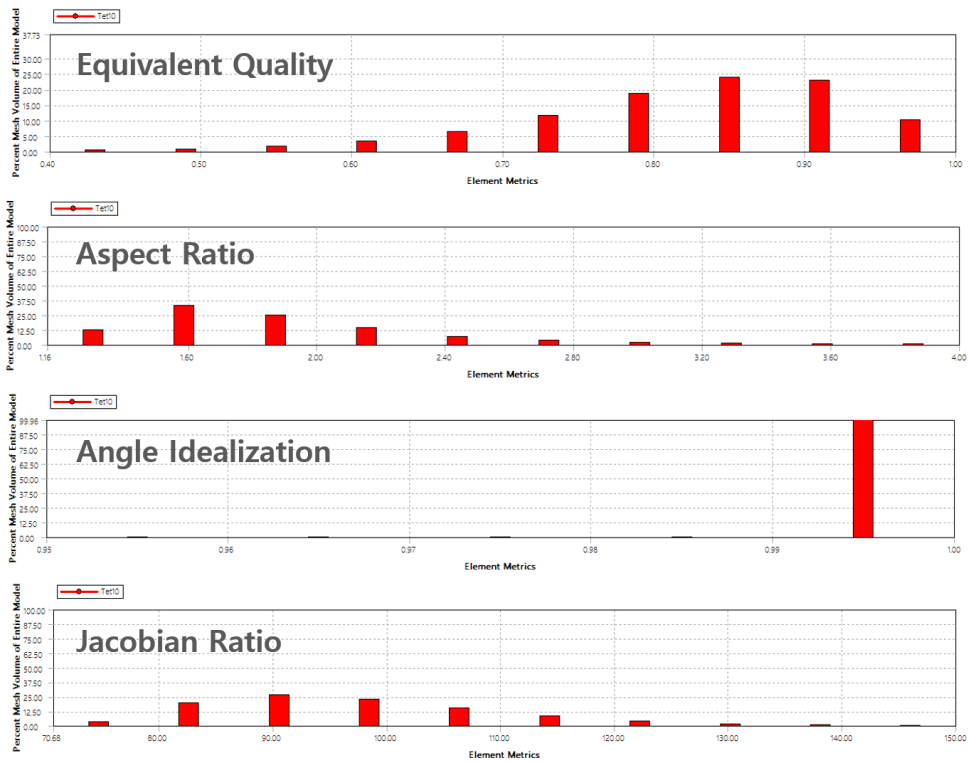


그림 4-13. 유한요소 모델 메쉬의 메쉬질에 따른 분포

유한요소 모델에 설정된 모든 메쉬의 메쉬질에 따른 분포는 그림 4-13에서 확인할 수 있다. Equivalent Quality는 대다수가 0.7이상의 범위에 집중되어 있으며 Aspect Ratio는 2.8이하에, Angle Idealization 은 0.99이상에 대부분 분포되어 있다. Jacobian Ratio도 거의 70~130도 내에 위치함으로써 질 좋은 메쉬의 조건을 모두 갖춘 것을 확인할 수 있다.

4.1.3.3. 유한요소 모델링

물성 및 접촉조건이 정의된 유한요소 모델은 작은 사이즈의 사면체 메쉬를 설정하였다. 이때 연부조직의 표면에서는 사면체 메쉬의 두 삼각면이 1*1cm크기의 사각형의 형태로 만나도록 메쉬를 설정하여(그림 4-15의 우측 아래), 표면에서 특정 위치에 충격을 가할 때 충격 위치의 지정이 수월할 수 있도록하였다.

유한요소 모델은 총 220만개의 노드와 140만개의 요소로 이루어져 있음을 표 4-3에서 확인할 수 있다.

표 4-3. 유한요소 모델의 노드, 요소 수

종류	노드수	요소수
연부조직	1,231,875	780,556
연골 (2개)	113,695	71,593
뼈 (8개)	877,999	553,819
전체	2,223,569	1,405,668

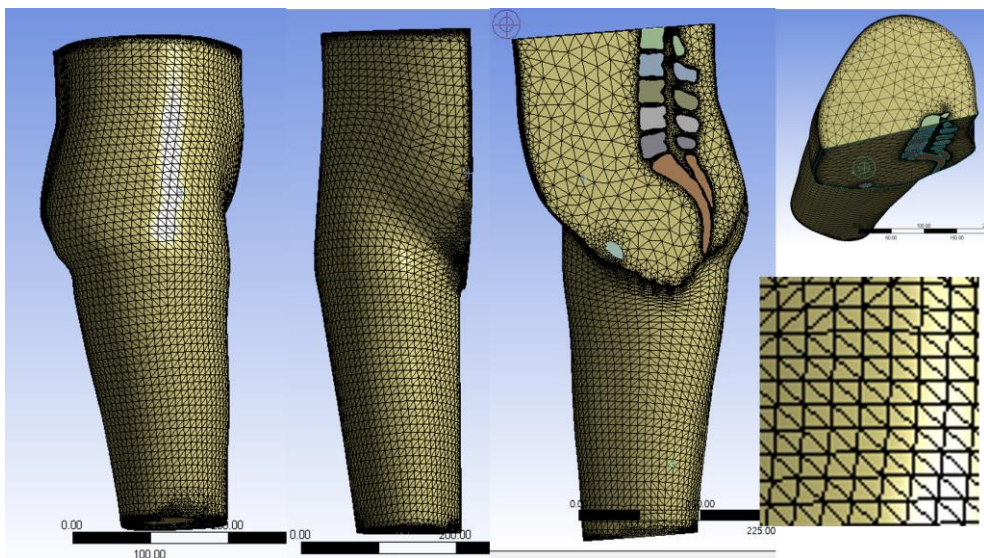


그림 4-14. 연부조직의 유한요소 설정 결과

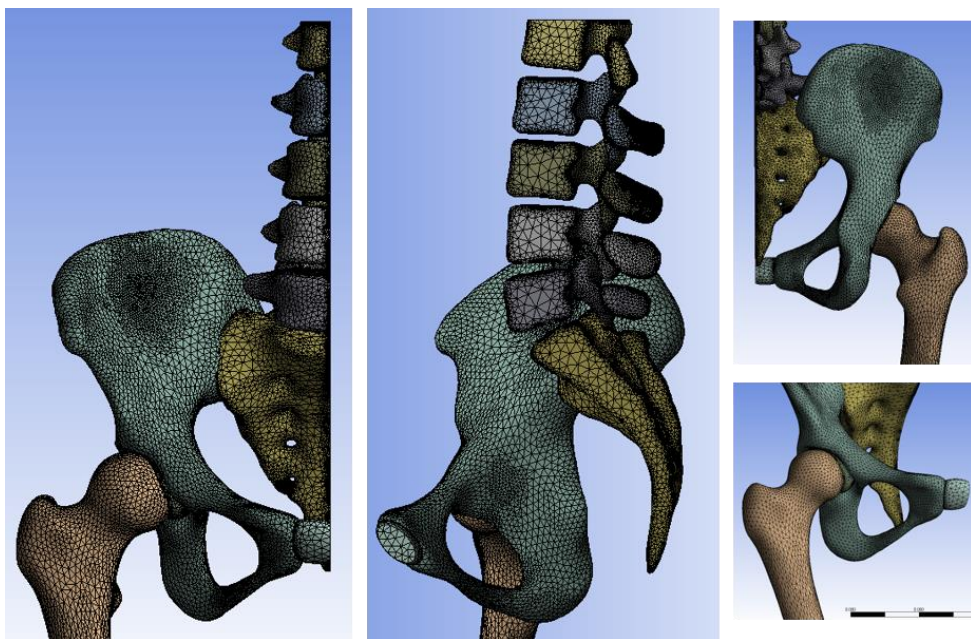


그림 4-15. 뼈와 연골의 유한요소 설정 결과

4.2. 유한요소 모델의 충격 실험 분석

연부조직의 표면에 지정한 모든 충격 위치에는 동일한 334N의 충격이 2*2cm의 표면과 수직한 방향으로 가해지므로 각 충격 위치에 따라 내부의 뼈 구조에서 받는 응력분포의 양상을 관찰할 수 있다. 또한 각 낙상 지점별 고관절 경부와 전자부에서 발생하는 최대응력값을 산출하여 비교함으로써, 어느 위치에서 경부와 전자부 부위에 가장 큰 응력을 발생시키는지의 여부도 확인이 가능하다.

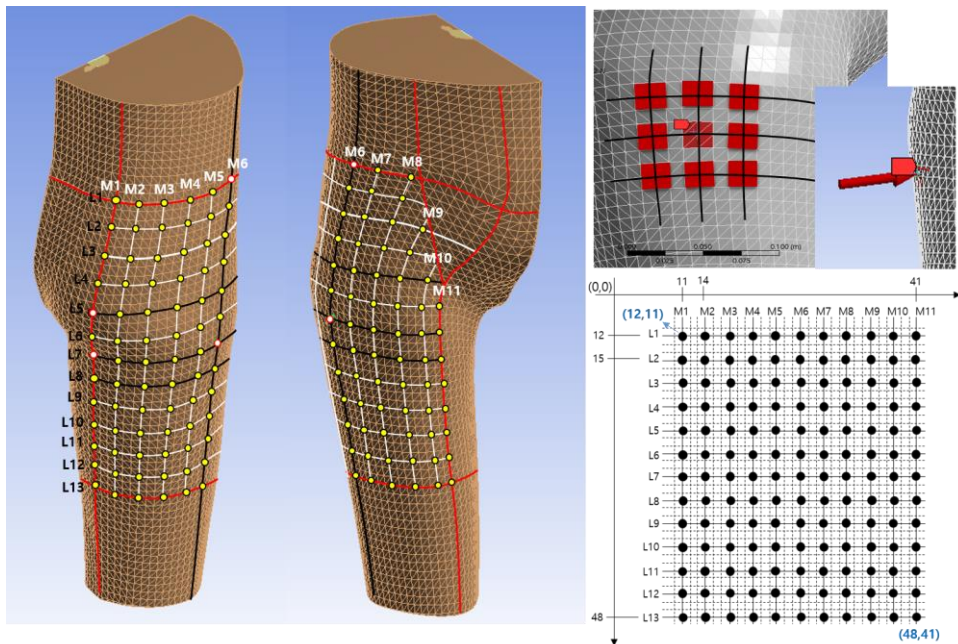


그림 4-16. 인체의 충격 위치

4.2.1. 충격 위치에 따른 전체 골격의 응력 분포

연부조직의 외부에 가한 132개의 표면 낙상 위치(L1M1~L13M11)에 따른 응력의 분포는 행방향의 L라인과 열방향의 M라인에 따라 응력분포의 특성을 분류할 수 있다. 특히 열방향에 따라 응력 분포의 특성을 분석해 보면, M1,2,3,4라인에 있는 충격들은 인체의 뒤쪽에서 충격을 가함에 따른 유사한 응력 분포를 갖는다. M5,6,7라인은 측면 충격에 따른 분포, M8,9,10,11라인은 앞쪽에서 충격을 가함에 따른 유사한 응력 분포 방식을 보인다.

인체의 뒤쪽인 M1,2,3,4 라인의 충격에서(그림 4-17)는 수평기준선에 따라 뼈에서 유사한 응력 분포를 보인다. L1과 L2의 높이에서는 골반 및 엉치뼈에 충격힘이 전달되며 이는 뒷면(M1)에서 측면(M4)으로 갈수록 골반에서 받는 응력이 증가한다(그림 4-17 (1)). 골반에 집중되던 충격은 L3~L5구간에서는 뼈 전반에 걸쳐 응력이 미비해 지며 엉치뼈 및 꼬리뼈에서 최대 응력을 보이는데, 이는 해당 부위가 엉덩이돌출 부위이므로 연부조직에서 많은 힘을 흡수하기 때문으로 보여진다(그림 4-17 (2)).

연부조직에서 흡수하던 충격 응력은 L6 수평선 부위에서 넓다리뼈로 충격힘이 전달되기 시작하는데, 이를 통하여 연부조직 표면을 기준으로 할 때 L5(엉덩이 돌레선)와 L6 사이 구간에 고관절이 위치한다는 것을 알 수 있다. L6~L9 수평선 구간에서는 고관절 경부에 응력이 다소 분포하나, 그 힘은 오히려 넓다리몸통부위에 더욱 집중되었다. L10 수평선 아래부터는 충격위치가 넓다리뼈 아래로 더욱 이동하면서 고관절에 영향을 미치는 응력은 매우 미비하였다(그림 4-17 (3)).

즉, 인체의 뒤쪽에서 가해지는 낙상 충격은 고관절의 경부와 전자부에 높은 응력을 미치지 않았으며, 고관절이 위치한 L6~L9수평선 부위에서 받은 충격은 엉덩이의 연부조직에서 많은 응력을 흡수한 것을 확인할 수 있었다.

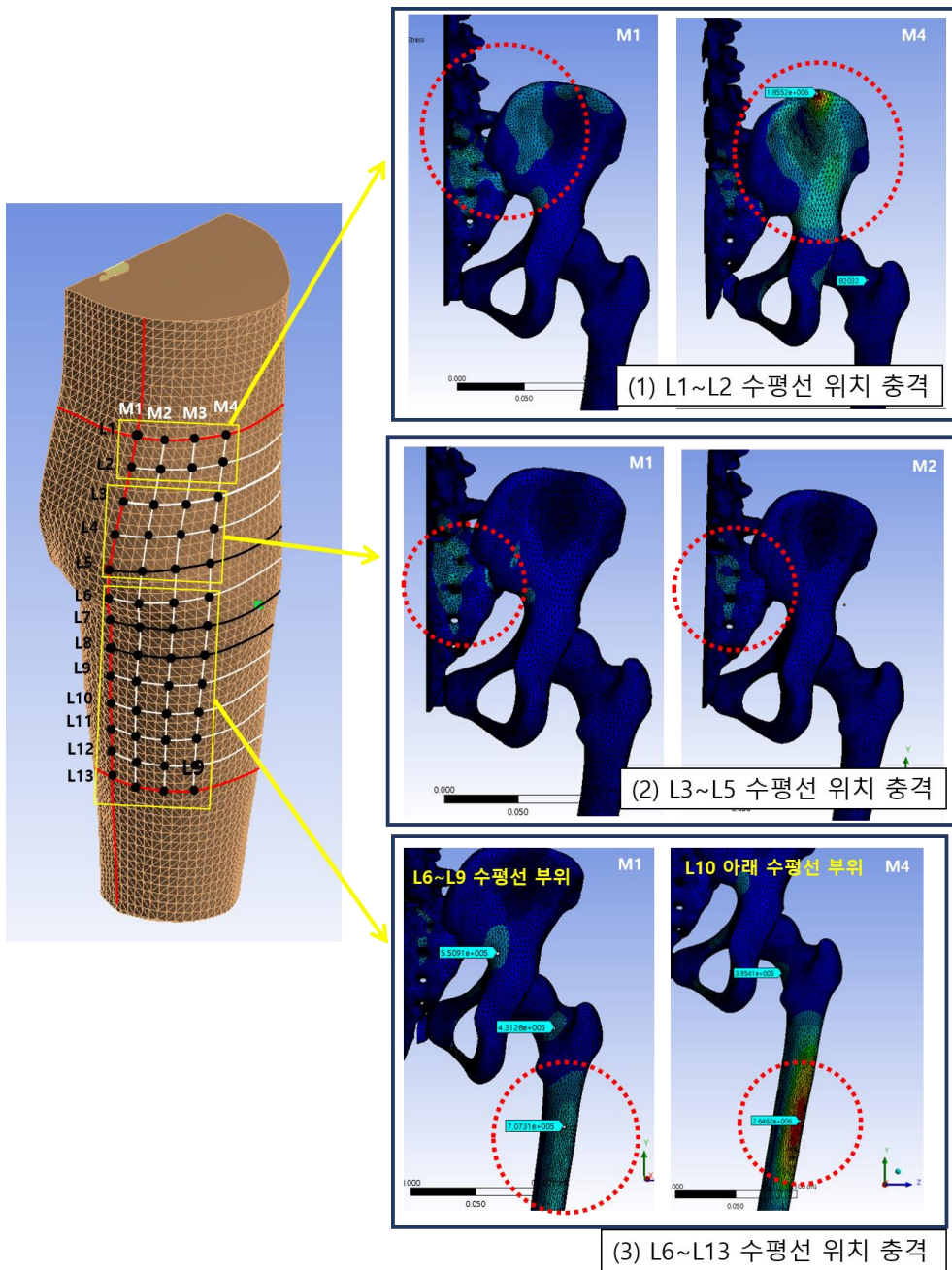


그림 4-17. 인체 뒷면(M1~M4)의 뼈에서 받는 응력 분포

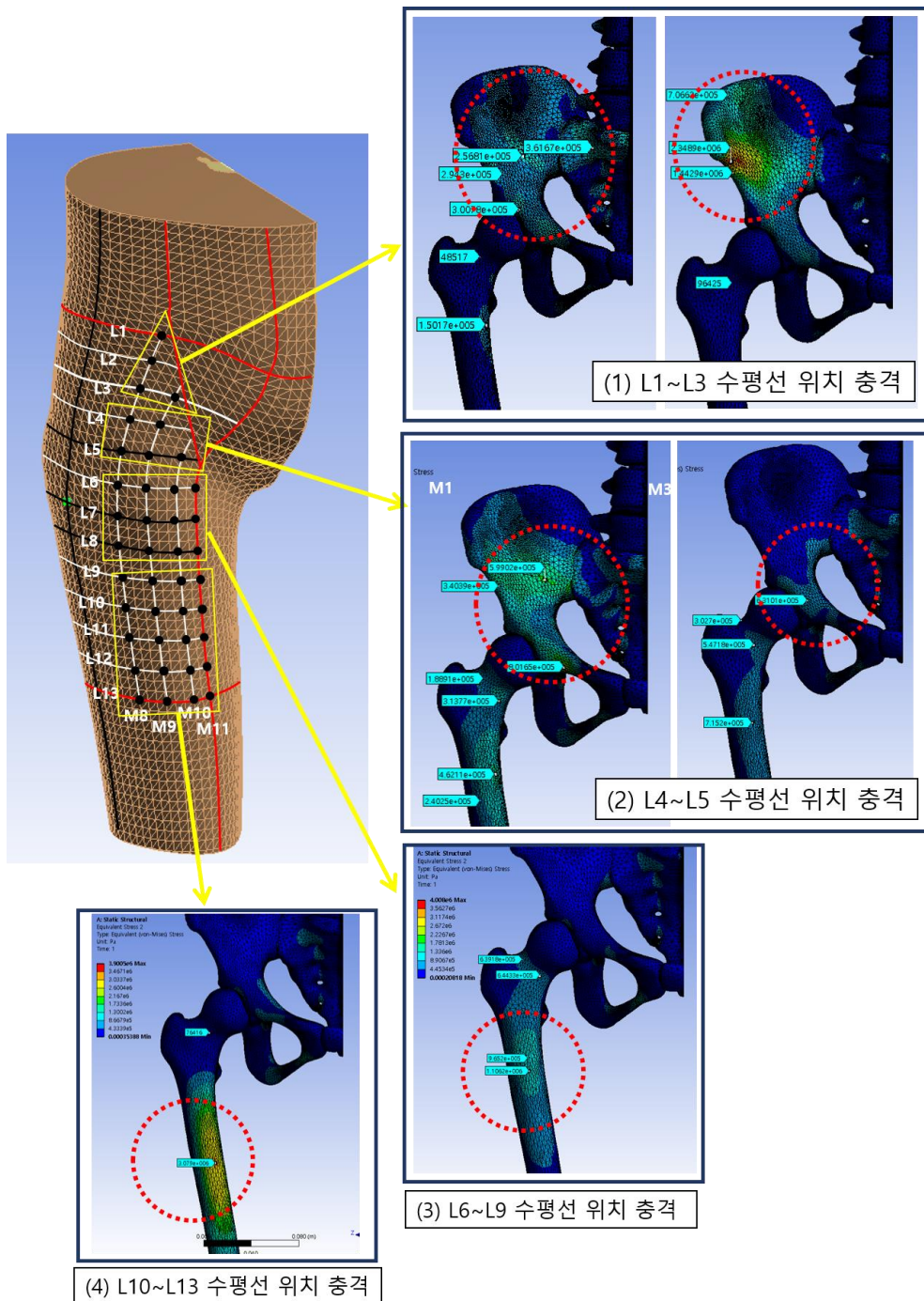


그림 4-18. 인체 앞면(M5~M7)의 뼈에서 받는 응력 분포

인체의 앞면인 M8,9,10,11에서 역시 고관절의 경부와 전자부에 전달되는 응력이 크지 않다는 공통점이 있으나, 뒷면의 충격 결과와는 다른 양상을 보인다(그림 4-18).

L1~L3 수평선 부위에서는 뒷면처럼 골반뼈에서 많은 응력을 흡수하였다(그림 4-18 (1)). 뒷면에서 충격을 준 경우 고관절이 위치하는 L6수평선 아래부터 골반에서 넓다리로 응력이 이동하던 것과는 다르게, 앞면의 충격힘은 L4 수평선에서 부터 넓다리뼈에 응력이 분산되었다(그림 4-18 (2)). 이러한 변화는 충격을 우선적으로 흡수해주던 인체의 뒷면에 위치한 골반뼈가 앞면에서는 영향을 적게 미치며, 인체의 뒷면과는 다르게 앞면에서는 충격을 흡수하는 역할의 엉덩이와 같은 두꺼운 연부조직이 적기 때문으로 보여진다. L4와 L5 수평선에서는 충격힘이 넓다리로 이동되며 고관절 경부에 힘이 실리게되나, 그보다는 고관절의 넓다리 머리가 위치하는 골반의 소켓 부위에 더 큰 응력이 발생하였다.

L6 수평선의 라인 이후에서는 고관절에 실리던 힘이 넓다리몸통쪽으로 이동하게되며(그림 4-18 (3)), L10 수평선 영역 아래에 가서는 뒷면에서와 마찬가지로 고관절에서 받는 응력이 미비하다(그림 4-18 (4)).

인체의 앞쪽에서 가해지는 낙상 충격은 인체의 뒷면과 마찬가지로 고관절의 경부와 전자부에 높은 응력을 미치지 않았으며, L4~L5수평선 부위에서 비교적 많이 받은 고관절 경부의 응력은 골반의 소켓 부위까지 응력이 분산되며 그 충격이 다소 완화되어 고관절의 전자부나 경부에는 최대 응력을 보이지 않았다.

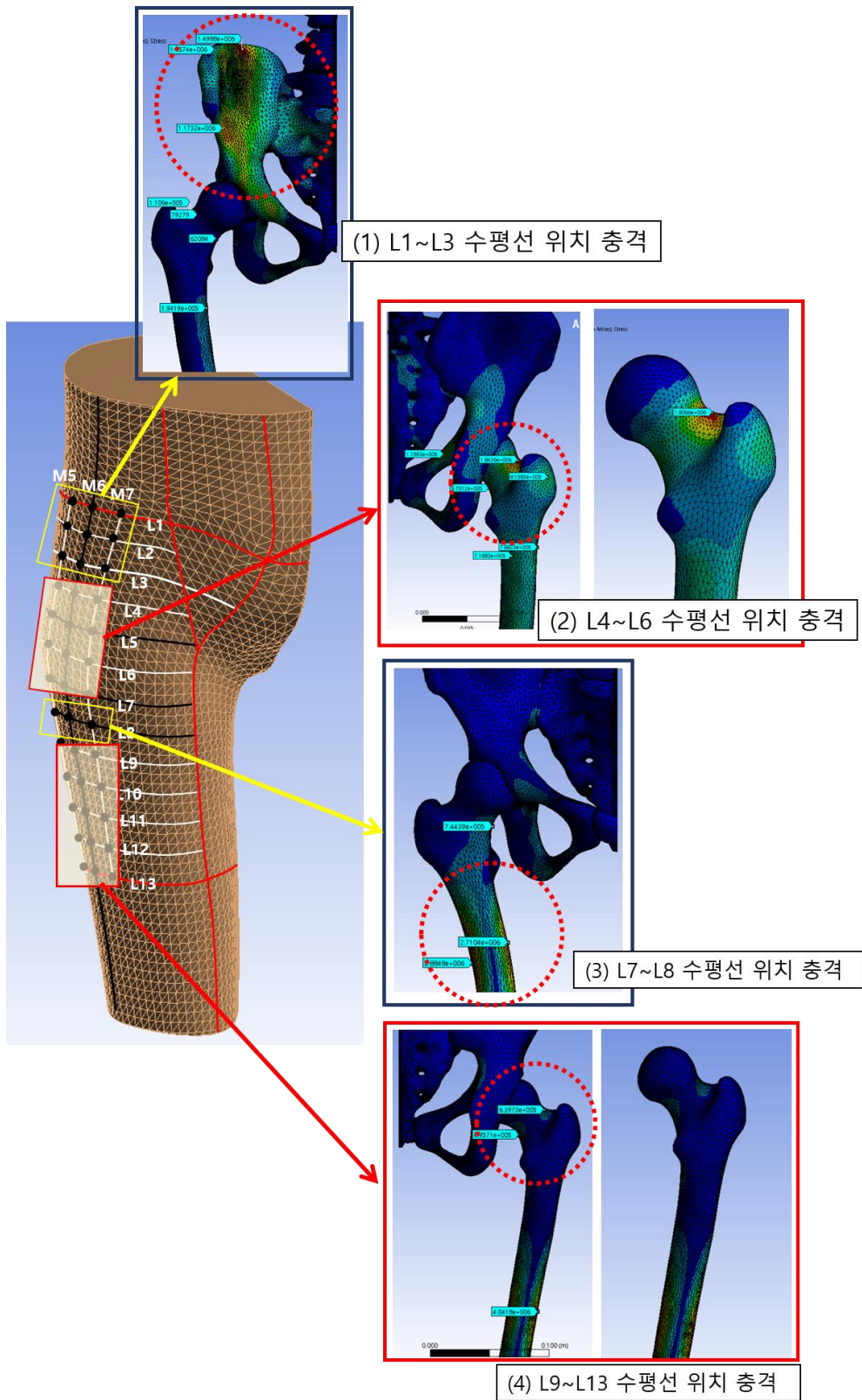


그림 4-19. 인체 측면(M8~M11)의 뼈에서 받는 응력 분포

인체의 측면인 M5,6,7 수평선에서 가하는 충격은, 넓다리뼈가 가장 가까울 뿐 아니라 측면으로 돌출되어있으므로 고관절 경부와 전자부에 가하는 충격이 가장 두드러진다. 가장 상단인 L1 수평선에서는 골반에 전달되었던 응력이 L3 수평선으로 아래쪽으로 가면서 골반의 비구쪽으로 이동되며, 이는 L4 수평선 이후로 고관절의 경부 및 전자부 부위로 이동하였다(그림 4-19(1)).

L6 수평선에서는 가하는 고관절 전자부의 큰돌기위치에 충격이 직접적으로 가해져, 이러한 힘은 고관절 경부로 이동하여 경부에서 최대의 응력치를 보이게 된다(그림 4-19(2)). 경부에 가장 많은 응력이 분포되는 현상은 L7 수평선으로 충격지점이 넓다리몸통쪽으로 이동하면서 힘이 분산되지만, 직접적인 타격이 가해지므로 그 영향은 여전히 경부에 분산되어있다. 경부에 실린 응력은 L8지점부터 넓다리 몸통에 대부분 실리게 되는데(그림 4-19(3)), 이는 L10이하로 내려가게되면서는 다시 고관절 경부에 응력이 실리는 현상이 보여진다(그림 4-19(4)). 이때 생기는 경부의 응력은 골반과 넓다리뼈가 비구와 골두의 형태로 단단히 연결되어있는 구조적인 특성으로 인하여 넓다리 몸통에 가한 힘이 경부에서 반작용힘으로 나타난 것으로 보여진다.

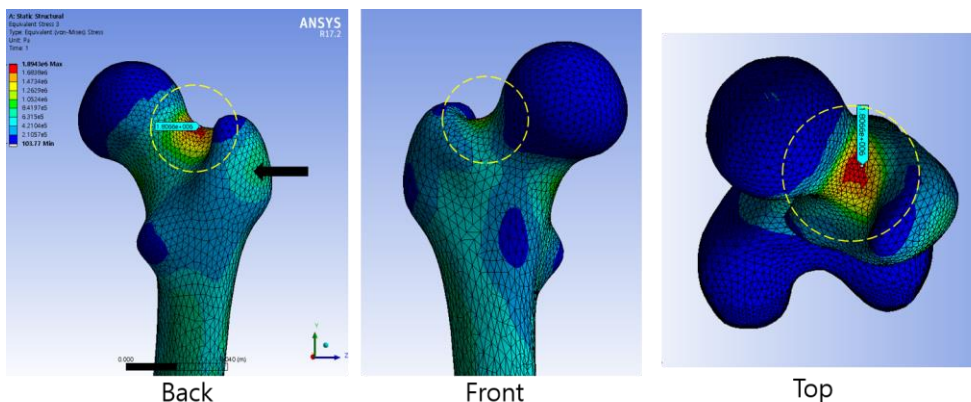
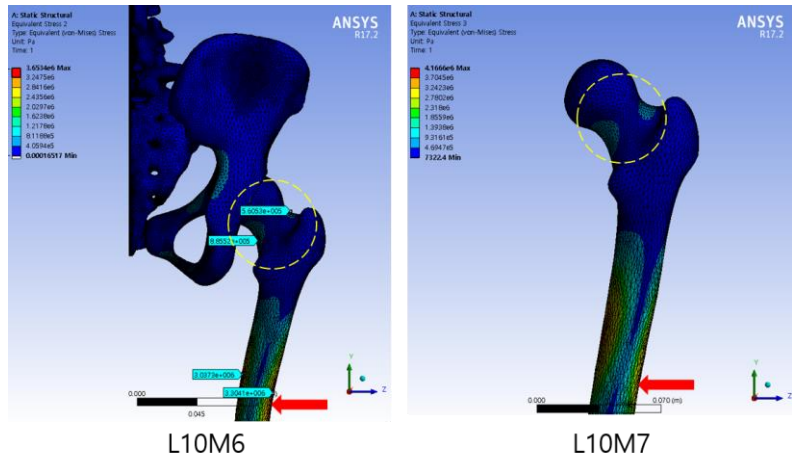


그림 4-20. L6M6 충격 위치와 고관절 응력 분포

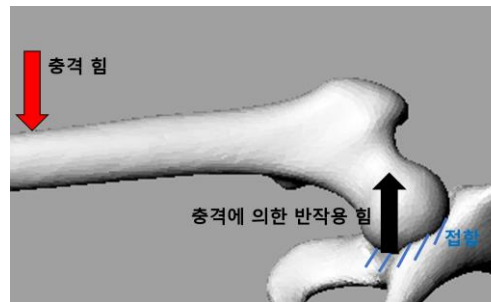
측면에 가해지는 충격은 정면이나 뒷면보다 직접적으로 고관절부위를 타격하는 부위이므로 고관절이 받는 응력도 크다. 특히 측면의 L5, L6 수평선의 수준에서는 고관절의 전자부에 직접적인 충격이 가해지고 L7 수평선에서는 넙다리몸통 상단에 충격이 발생하여, 고관절 경부와 전자부에서 큰 응력을 받게된다.

특히 경부와 전자부 지점에서는 넙다리 전자부 큰돌기에 직접적인 충격(그림 4-20의 화살표 위치)이 가해지게 되는데, 넙다리뼈에서 보여지는 최대 응력은 경부의 상부(점선 원)에 더욱 집중되는 것을 확인할 수 있다. 이러한 현상은 고관절 골절이 주로 넙다리목부분인 경부에서 많이 발생하게 되는 원인이 된다. 넙다리뼈머리(골두)와 넙다리목의 구조는 하체의 운동성을 향상해주지만, 상대적으로 좁은 넙다리목은 외부에서 작용하는 힘에 대하여 타 부위에 비하여 비교적 강도가 약하기 때문이다.

이러한 현상은 고관절이 위치하는 부위가 아닌 L10 수평선 측면 넙다리몸통에 충격이 가해지는 지점(그림 4-21(a) 화살표)에서도 나타난다(그림 4-21(a) 점선 원). 이는 넙다리 몸통에 충격을 가하게 되면, 비구내에 접합되어있는 골두의 구조에 의하여 고관절 경부와 전자부 구간에서 반작용에 의한 힘을 받기 때문에(그림 4-21(b)), 이때 상대적으로 강도가 약한 고관절 경부는 응력을 가장 많이 받는 위치가 된다. L9~L10 수평선의 측면 구간에서 이러한 응력이 발생하였다는 것을 확인할 수 있었다.



(a)



(b)

그림 4-21. L10 수평선에서의 충격 위치와 고관절 응력 분포 원리

4.2.2. 충격 위치에 따른 고관절의 최대 응력 분석

고관절 골절의 위험을 높이는 충격 위치를 파악하기 위하여, 연부조직의 표면에 충격이 가해졌을때 고관절의 경부와 전자부 구간에서 보이는 응력의 최대값을 산출하여 비교하였다. 충격 지점별 고관절 경부, 전자부 구간내의 최대 응력 정보는

표 4-4 와 같으며, 이를 그래프에 보기쉽게 표현하면 그림 4-22과 같다.

응력 분포를 분석하며 예측한 바와 같이, 고관절에 보다 직접적인 충격을 가하는 인체의 측면인 M5,6,7 수직선과 고관절이 위치하는 범위인 L5,6,7 수평선의 교차지점에서 가장 높은 응력이 발생하였다. 또한 넙다리목통 측면 부위인 M6,7,8 수직선의 L9~L12 수평선에서도 고관절 경부, 전자부 부위의 높은 응력을 보이는데, 이는 그림 4-21(b)의 반작용 원리에 의한 현상으로, 고관절이 실제로 위치하는 구간이 아니지만 고관절 경부에 높은 응력을 전달하므로 보호기구의 위치를 설정할때에 추가적으로 고려해야 할 필요가 있다.

표 4-4. 충격 지점별 고관절의 경부, 전자부 구간내의 최대응력

단위 [MPa]

	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	M11
L1	0.25	0.089	0.023	0.082	0.11	0.093	0.037	0.0485			
L2	0.16	0.04	0.049	0.071	0.1	0.041	0.027	0.042			
L3	0.21	0.066	0.023	0.038	0.036	0.12	0.043	0.096	0.073		
L4	0.17	0.16	0.1	0.048	0.18	0.29	0.33	0.8	0.33		
L5	0.2	0.55	0.18	0.24	0.89	1.377	0.74	0.65	0.65	0.6	
L6	0.56	0.55	0.43	0.497	0.805	1.84	1.75	0.84	0.67	0.77	0.815
L7	0.59	0.7	0.71	0.88	0.966	1.05	1.08	0.85	0.59	0.79	0.87
L8	0.7	0.63	0.53	0.64	0.5	0.49	0.495	0.61	0.57	0.61	0.65
L9	0.68	0.38	0.43	0.44	0.45	0.74	0.83	0.766	0.666	0.54	0.466
L10	0.48	0.38	0.35	0.395	0.59	0.89	1.04	0.95	0.76	0.35	0.22
L11	0.51	0.23	0.19	0.43	0.55	0.927	1.015	0.93	0.67	0.45	0.26
L12	0.4	0.21	0.15	0.46	0.497	0.764	0.896	0.85	0.73	0.22	0.23
L13	0.18	0.18	0.13	0.07	0.465	0.63	0.65	0.67	0.56	0.236	0.188

*M6: 허리옆선

*L5: 엉덩이 돌출점 수평선 (엉덩이둘레선)

*L7: 볼기교량점 수평선

*L8: 살점 수평선 (허벅지둘레선)

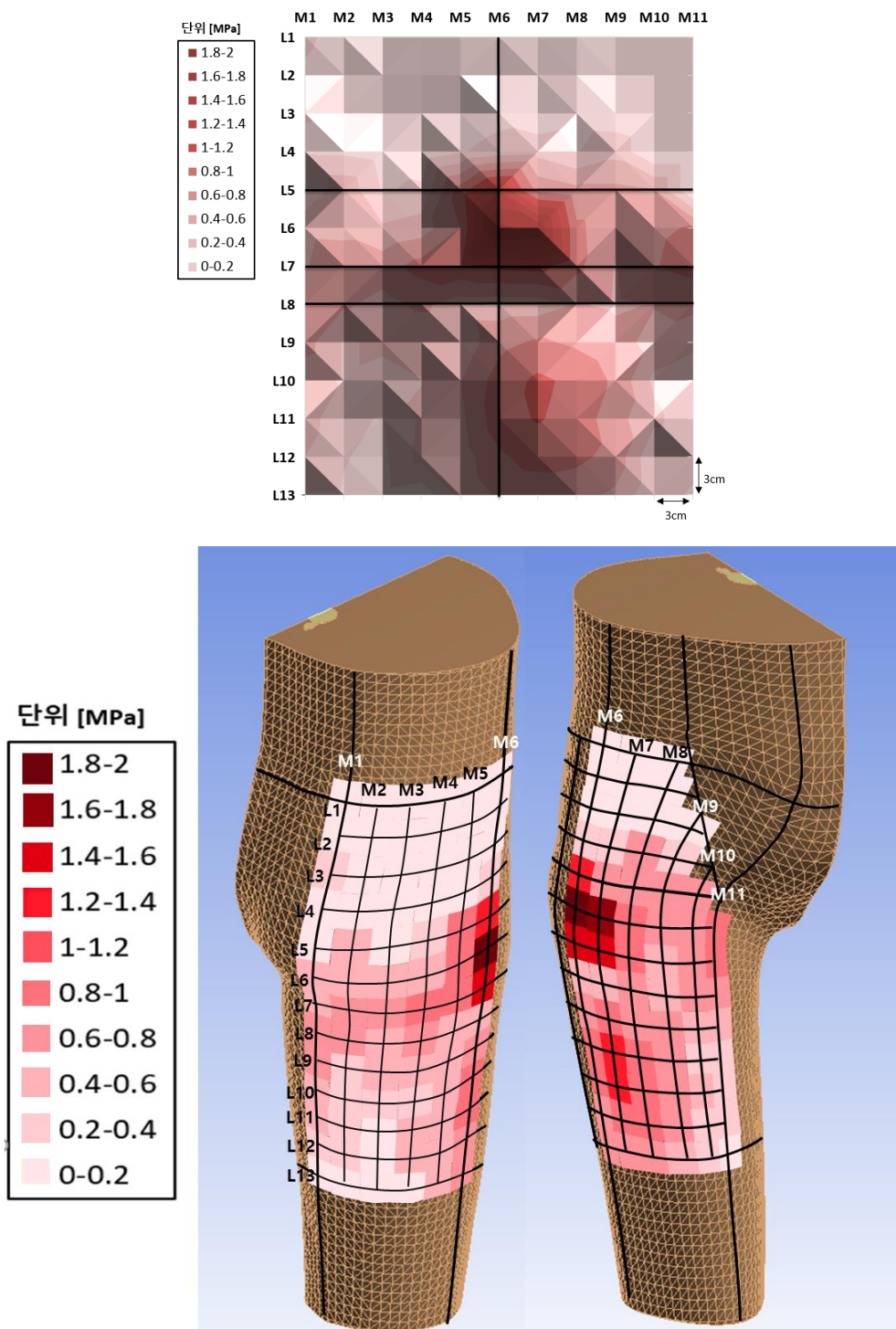


그림 4-22. 충격 위치에 따른 고관절 경부, 전자부 구간내의 최대응력 분포

4.3. 골밀도에 따른 보호기구의 위치 설정

실제로 고관절에 골절이 발생하는 경우는 골절부위의 항복강도보다 큰 힘의 충격이 가해졌거나 이보다 작은 힘이 수차례에 걸쳐 가해졌을 경우이다. 단한번의 낙상으로 고관절이 골절되는 상황에서 고관절 경부와 전자부 부위가 받는 응력을 산출하고, 이를 보호기구개발을 위한 안전계수로 활용하기 위하여 9736.6N의 힘을 고관절 전자부의 큰돌기부위에 직접 충격하는 실험(실험2)을 하였다.

충격위치들에 적용된 334N충격에 대한 고관절의 최대응력값들은 안전계수에 따른 한도응력으로 설정된 기준에 따라 보호기구의 위치를 설정할 수 있다. 이를 위해서 최대의 충격이 가해진 고관절 응력값 (9763.6N 충격, 69.8MPa 최대응력) 을 334N의 충격이 가해진 고관절 응력값 (1.87MPa 최대응력)에 적용하여 비례식을 통한 기준치를 계산하였다. 계산 과정과 결과는 표 4-5에서 확인할 수 있다.

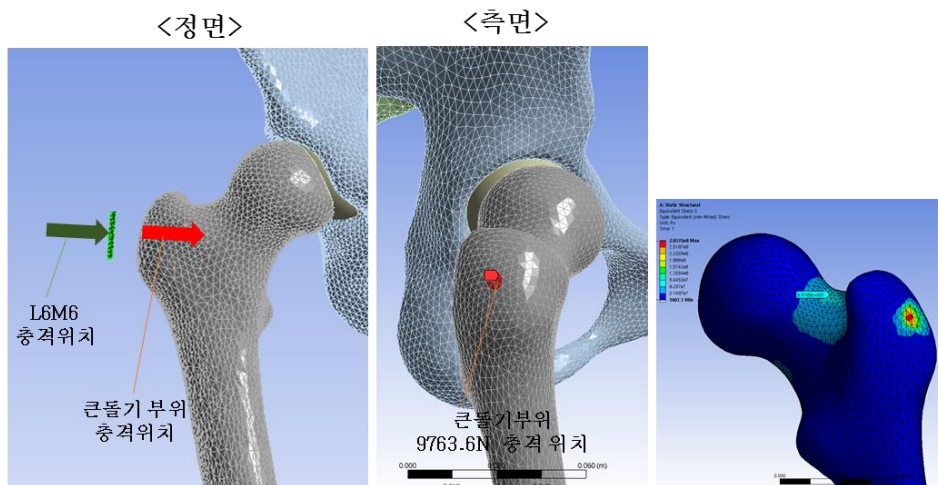


그림 4-23. 골절이 예상되는 충격 실험의 충격 위치 및 결과

표 4-5. 안전계수에 따른 최대 한계응력 계산 과정

	실험1(위치 실험)의 결과	실험2(골절 실험)의 결과
최대응력	1.87 MPa	69.8 MPa
최대응력 위치	인체 표면의 L6M6 지점	넙다리뼈의 큰돌기 지점 (인체표면 L6M6 지점과 수직한 지점)
골밀도 정상 (0.7g/cm ³)		
항복 강도	X ₁ MPa (Unknown)	64.7 MPa (known)
	< X ₁ 계산 > 69.8 MPa : 64.7 MPa = 1.87 MPa : X ₁ MPa → X ₁ = 1.73 MPa	
한도 응력	안전계수식을 이용하여 한도 응력을 구함. 한도응력=항복강도/안전계수	
	항복강도/1.6=1.73MPa/1.6 =1.08 MPa	항복강도/1.6=64.7 MPa/1.6 = 40.44 MPa
골밀도 저하 (0.4g/cm ³)		
항복 강도	X ₂ MPa (Unknown)	45 MPa (known)
	< X ₂ 계산 > 69.8 MPa : 45 MPa = 1.87 MPa : X ₂ MPa → X ₂ = 1.21 MPa	
한도 응력	안전계수식을 이용하여 한도 응력을 구함. 한도응력=항복강도/안전계수	
	한도응력=항복강도/1.6=1.21 MPa/1.6 = 0.75 MPa	한도응력=항복강도/1.6 =45 MPa/1.6 = 28.125 MPa

* 안전계수 = 항복강도 / 한도응력

안전계수 1.6의 기준에 대한 골밀도 정상인의 한도응력의 실제값은 40.44MPa이다. 이는, 40.44MPa보다 많은 최대응력을 고관절에서 받은 경우 해당 충격 지점에 보호기구가 위치해야 한다는 것을 의미한다. 골밀도가 저하된 대상의 경우 한도응력이 28.125MPa이었으므로 보호해야 하는 응력기준이 훨씬 낮아져, 더 넓은 범위에서 보호기구가 위치해야 함을 알 수 있다. 40.44MPa 에 대한 최대응력 위치 산출 실험의 대응값은 1.08MPa이며, 28.125MPa 에 대한 대응값은 0.75MPa이다. 즉, 골밀도 정상인은 1.08MPa보다 많은 응력을 받은 충격 지점에 보호패드를 적용해야 하며

골밀도 저하 대상은 0.75MPa보다 많은 응력을 받은 충격지점에 보호패드를 적용해야 한다. 이러한 대응값을 기준으로 골밀도 정상과 저하 대상에 대한 고관절 보호 위치의 추출 결과는 아래의 그림 4-24 와 같다.

정상 골밀도 대상자는 엉덩이둘레선과 볼기고랑점 수평둘레선의 수평선 범위와 (L5,6,7 수평선) 허리옆선부근(M6,7 수직선)의 교차지점에 걸친 영역인 M6L5, M6L6, M7L6, M7L7 (짙은 음영)에서 실험 1의 한도응력인 1.08 이상의 응력을 보인다. 이는 실제로 넓다리 뼈에서 40.44MPa이상의 응력을 받는다는 것을 의미하며, 이 이상의 응력이 작용한 해당 부위에서는 다차레 낙상 충격이 가해졌을 때 골절의 위험이 있음을 시사한다. 따라서 골밀도 정상 대상자는 1.08MPa 이상의 응력을 보이는 M6L5, M6L6, M7L6, M7L7 부위에 한하여 보호기구를 위치하게 함으로써 해당 부위를 반드시 보호해야 할 필요가 있다.

골밀도가 저하된 대상자의 경우 안전계수 1.6수준에서 한도응력이 0.75MPa로, 저하 대상은 정상인에 비하여 훨씬 적은 응력이 가해져도 골절이 될 가능성이 크다는 것을 알 수 있다. 따라서 0.75MPa이상의 응력을 보이는 위치를 보호의 위치로 선정하는 경우, 그 정상 골밀도 대상자보다 보호 위치가 훨씬 커져 골밀도 정상 대상이 보호해야 하는 M6L5, M6L6, M7L6, M7L7 부위 이외에도 M4L7, M5L5, M5L6, M5L7, M6L7, M8L6, M8L7 부위에서도 한도응력인 0.75MPa 이상의 응력을 받았다. 골밀도가 저하된 경우, 28.125MPa 이상의 응력이 넓다리 뼈에 가해지는 경우 낙상시 골절 위험의 부위로 인지되었으며 이러한 골절 위험 부위는 L9~L12 수평선의 M6~M8 수직선의 교차 위치인 넓다리 몸통의 측면 부위까지 위험 부위로 추가되어, M6L10, M6L11, M6L11, M7L9, M7L10, M7L11, M7L12, M8L9, M8L10, M8L11, M8L12 부위도 보호부위(짙은 음영+ 옅은 음영)로 추가될 필요가 있었다.

허리염선												
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	M11	
L1	0.25	0.089	0.023	0.082	0.11	0.093	0.037	0.048				
L2	0.16	0.04	0.049	0.071	0.1	0.041	0.027	0.042				
L3	0.21	0.066	0.023	0.038	0.036	0.12	0.043	0.096	0.073			
L4	0.17	0.16	0.1	0.048	0.18	0.29	0.33	0.19	0.33			
영덩이둘레선	L5	0.2	0.55	0.18	0.24	0.89	1.377	0.74	0.65	0.65	0.6	
	L6	0.56	0.55	0.43	0.497	0.805	1.84	1.75	0.84	0.67	0.77	0.815
불기고랑점 수평둘레선	L7	0.59	0.7	0.71	0.88	0.966	1.05	1.08	0.85	0.59	0.79	0.87
	L8	0.7	0.63	0.53	0.64	0.5	0.49	0.495	0.61	0.57	0.61	0.65
	L9	0.68	0.38	0.43	0.44	0.45	0.74	0.83	0.766	0.666	0.54	0.466
	L10	0.48	0.38	0.35	0.395	0.59	0.89	1.04	0.95	0.76	0.35	0.22
	L11	0.51	0.23	0.19	0.43	0.55	0.927	1.015	0.93	0.67	0.45	0.26
	L12	0.4	0.21	0.15	0.46	0.497	0.764	0.896	0.85	0.73	0.22	0.23
	L13	0.18	0.18	0.13	0.07	0.465	0.63	0.65	0.67	0.56	0.236	0.188

(1) 골밀도 정상		
골밀도: 0.7g/cm ³ , 항복강도: 64.7MPa		
안전 계수	실험1 한도응력 (인체 표면) [Mpa]	실험2 한도응력 (넙다리뼈 위) [Mpa]
1.6	1.08	40.44
낙상시 골절 위험이 있는 위치 (한도응력보다 큰 응력을 받는 위치)		
M6L5, M6L6, M7L6, M7L7		

* 짙은 음영 표시

(2) 골밀도 저하 (골다공증)		
골밀도: 0.4g/cm ³ , 항복강도: 46MPa		
안전 계수	실험1 한도응력 (인체 표면) [Mpa]	실험2 한도응력 (넙다리뼈 위) [Mpa]
1.6	0.75	28.125
낙상시 골절 위험이 있는 위치 (한도응력보다 큰 응력을 받는 위치)		
상부	M4L7, M5L5, M5L6, M5L7, M6L5, M6L6, M6L7, M7L6, M7L7 M8L6, M8L7	
하부	M6L10, M6L11, M6L12, M7L9, M7L10, M7L11, M7L12, M8L9, M8L10, M8L11, M8L12	

* 짙은 음영 + 옅은 표시

그림 4-24. 골밀도에 따른 고관절 보호 위치

(칸 간격: 3cm)

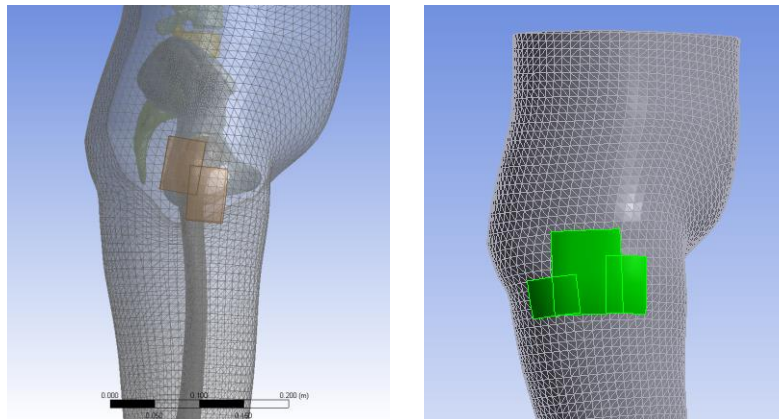
골밀도 정상 대상(골밀도 0.7g/cm³)의 경우, 반드시 보호가 필요한 부위는 허리옆선과 엉덩이둘레~불기고랑점 수평둘레선 부위인 M6L5, M6L6, M7L6, M7L7 부위이다. 골밀도 저하 대상(골밀도 0.4g/cm³)의 경우 허리옆선의 살아래 지점까지 추가적인 보호가 필요하여, 살 수평선을 기준으로 상부 부위는 M4L7, M5L5, M5L6, M5L7, M6L5, M6L6, M6L7, M7L6, M7L7, M8L6, M8L7, 하부부위는 M6L10, M6L11, M6L12, M7L9, M7L10, M7L11, M7L12, M8L9, M8L10, M8L11, M8L12 에 보호가 필요한 것으로 보여진다.

4.4. 보호 패드의 두께와 형태 제안

안전계수에 의한 한도응력을 기준으로 골밀도에 따라 산출한 고관절의 보호 위치(그림 4-24)에 해당하는 형태 그대로, 0.5, 1, 1.5, 2cm 의 0.5cm간격으로 두께를 모델링한 폼 패드(PU패드)를 모델에 부착하여 충격 시뮬레이션을 진행하였다.

4.4.1. 정상 골밀도 대상의 보호패드 두께와 형태

안전계수를 이용한 기준으로 산출한 위치를 그대로 반영하여 보호패드의 형태를 만들고(그림 4-25 (1), 패드 A 로 지칭), 이를 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5cm 의 두께 패드들을 해당 위치에 부착하여 시뮬레이션 한 결과, 두께가 두꺼워 질수록 고관절 경부와 전자부에서 받는 응력의 크기는 점차 작아졌으며, 이에



(1)

(2)

(1) 보호 위치를 동일하게 적용한 패드 A

(2) 저하골밀도 대상의 상부 패드로 면적을 넓혀 적용한 패드 B

그림 4-25. 정상 골밀도 대상의 보호패드 적용 시뮬레이션

따른 충격감소율이 점차 증가하였다. 보호패드에 의한 충격감소율은 패드를 붙이지 않았을 때의 응력을 기준으로 감소한 응력값에 대한 비율을 계산하였다(표 4-6).

보호패드를 장착하지 않았을 때 보다 보호패드를 장착하고, 그 두께를 크게 할수록 고관절에서 받는 응력은 작아졌으나, 한도응력보다 작아져 보호패드의 두께를 설정하는 기준으로 적용하기 적합한 두께는 2.5cm 이상이 되어야 가능하였다. 보호패드는 0.5cm의 두께를 장착하여도 그 충격은 20%가량이 감소하였으며, 한도응력 내의 응력을 보이는 2.5cm의 두께에서는 약42%의 충격이 감소하는 것을 확인하였다. 골밀도 정상 대상자의 경우 낙상 충격에 비하여 한도응력인 1.08MPa로의 약 41.8%이상의 충격이 감소하게 되면 고관절 보호에 적합하다.

표 4-6. 정상 골밀도 대상 1차 보호패드의 시뮬레이션 결과

패드 두께	보호패드 없음	0.5 cm	1cm	1.5cm	2.0cm	2.5cm
고관절 전자부, 경부에서 받는 응력 [MPa]	1.84	1.48	1.26	1.2	1.14	1.07
충격 감소율	0%	19.57%	31.52%	34.78%	38.04%	41.85%
한도응력과 비교	한도응력 보다 큼	한도응력 보다 큼	한도응력 보다 큼	한도응력 보다 큼	한도응력 보다 큼	한도응력 보다 작음

* 골밀도 정상의 한도응력: 1.08MPa (42.3%의 충격 감소)

*충격 감소율(%) = (패드없을 때의 응력-패드붙인후 응력)/패드 없을때의 응력 *100

표 4-7. 정상 골밀도 대상 2차 보호패드의 시뮬레이션 결과

패드 두께	보호패드 없음	0.5 cm	1cm	1.5cm
고관절 전자부, 경부에서 받는 응력 [MPa]	1.84	0.84	0.65	0.58
충격 감소율	0%	54.35%	64.67%	68.48%
한도응력과 비교	한도응력보다 큼	한도응력보다 작음	한도응력보다 작음	한도응력보다 작음

* 골밀도 정상의 한도응력: 1.08MPa (42.3%의 충격 감소)

* 충격 감소율(%) = (패드없을 때의 응력 - 패드붙인후 응력) / 패드 없을때의 응력 * 100

보호패드의 두께가 두꺼운 경우, 두께감으로 인한 불편감을 호소하여 보호복에 적용하여 착용하기에는 적합하지 않다는 선행연구(전은진 et al., 2014)를 토대로, 정상 골밀도 대상의 1차 보호패드의 면적을 증가시켜 형태를 변형시켜 2차 시뮬레이션(그림 4-25 (2), 패드 B로 지칭)을 시행하였다. 이는, 보호패드의 면적을 증가시키면 힘을 받는 부위의 면적이 증가하여 받는 힘의 크기를 분산하기 때문에 더 얇은 두께로도 같은 힘을 흡수할 수 있을 것이라 보았기 때문이다. 2차 패드는 저하 골밀도 대상의 상부 보호 위치 형태를 그대로 적용하여 면적을 넓힘으로써, 골밀도 정상과 저하 대상의 보호패드 형태를 유사하게 하여 동일한 보호복 패턴상에 더욱 편리하게 적용할 수 있다.

면적을 넓혀, 고관절 저하 대상의 상부 보호 위치의 형태를 적용하여 두께를 변화시켜 2차 시뮬레이션한 결과, 0.5cm의 두께로도 고관절에서 받는 응력은 한도응력보다 작게 측정되었으며 이때에는 약 54%의 충격이 감소하는 효과를 보여주었다. 따라서 그림 4-25의 1차 패드의 형태에서 2차

패드의 형태와 사이즈로 변형하여 보호패드를 제작하는 경우, 0.5cm의 두께로도 정상 골밀도 대상의 고관절 보호가 가능하므로, 정상 골밀도 대상의 고관절 보호패드는 저하 골밀도 대상의 상부 보호패드와 같은 형태지만 0.5cm 두께로 설정하는 것이 적합한 것으로 보여진다.

허리요선											
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	M11
L1	0.25	0.089	0.023	0.082	0.11	0.093	0.037	0.048			
L2	0.16	0.04	0.049	0.071	0.1	0.041	0.027	0.042			
L3	0.21	0.066	0.023	0.038	0.036	0.12	0.043	0.096	0.073		
L4	0.17	0.16	0.1	0.048	0.18	0.29	0.33	0.19	0.33		
영덩이돌레션	L5	0.2	0.55	0.18	0.24	0.89	1.377	0.74	0.65	0.65	0.6
	L6	0.56	0.55	0.43	0.497	0.805	1.84	1.75	0.84	0.67	0.77
불기고랑점 수평돌레션	L7	0.59	0.7	0.71	0.88	0.966	1.05	1.08	0.85	0.59	0.79
	L8	0.7	0.63	0.53	0.64	0.5	0.49	0.495	0.61	0.57	0.61
	L9	0.68	0.38	0.43	0.44	0.45	0.74	0.83	0.766	0.666	0.54
	L10	0.48	0.38	0.35	0.395	0.59	0.89	1.04	0.95	0.76	0.35
	L11	0.51	0.23	0.19	0.43	0.55	0.927	1.015	0.93	0.67	0.45
	L12	0.4	0.21	0.15	0.46	0.497	0.764	0.896	0.85	0.73	0.22
	L13	0.18	0.18	0.13	0.07	0.465	0.63	0.65	0.67	0.56	0.236

기준 (한도응력)	해당 위치	제안 두께
1.08MPa 이상	M6L5 M6L6 M7L6 M7L7	0.5cm
1.08MPa 미만	M4L7 M5L5 M5L6 M5L7 M6L7 M8L6 M8L7	0.5cm 이하

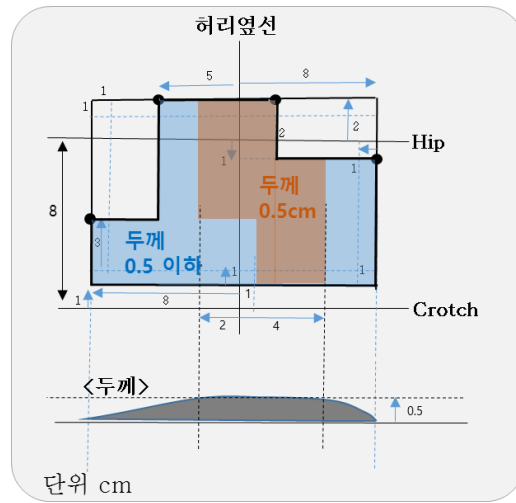
그림 4-26. 정상 골밀도 대상의 보호 패드 위치 및 형태

(칸 간격: 3cm)

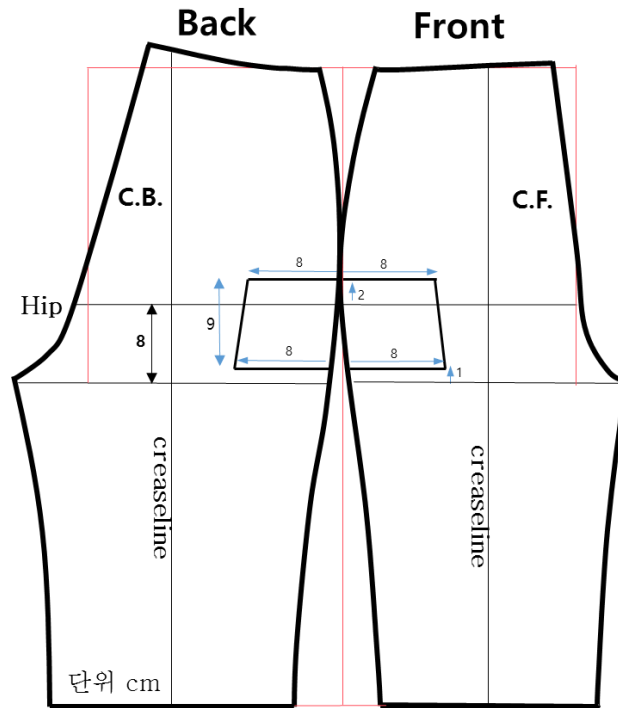
이러한 기준을 한도응력을 기준으로 각 충격 지점마다 값을 비교한 결과, 기존의 패드 A에서 보호해야하는 부위 M6L5, M6L6, M7L6, M7L7 (그림 4-26의 짙은 음영)는 1.08MPa 응력보다 크므로, 보호패드의 두께가 0.5cm 가량이 적합하며, 그 이외의 부위인 M4L7, M5L5, M5L6, M5L7, M6L7, M8L6, M8L7는 살점 기준 수평선 상부 부위중 0.75~1.08MPa에 해당하는 응력을 보이며, 보호패드의 가장자리로 갈수록(그림 4-26의 연한 음영) 점차 얇아지는 구조(0.5cm의 두께 이하)로 제작시 힘의 분산 효과로 인해 같은 결과를 산출하였다. 즉, 주요한 보호부위를 0.5cm두께로 제작하되,

가장자리는 점차 얇아지는 구조의 보호패드가 정상 골밀도 대상의 패드에 적용 가능하였다.

이를 종합하여 골밀도 정상 대상에 대한 보호패드의 위치 및 형태와 두께 추출하였다. 제안한 보호패드의 위치는 허리옆선은 M6, 엉덩이둘레선은 L5, crotch선은 L9의 의복기준선과 매칭이 되므로 팬츠 패턴에 그 위치를 표현하는 것이 적합하다. 고령 여성의 경우 엉덩이높이는 평균 74.5cm (S.D=3.7cm), 살높이는 평균 67.2cm (S.D=3.2cm)로 (국가기술표준원, 2014)으로, 엉덩이둘레선과 crotch선 사이의 수직 길이는 7.3cm 가량이다. 타이트형 팬츠 패턴에 적용하기 위하여 이러한 엉덩이둘레선에서 crotch선까지의 평균 수직 길이 7.3cm에 패턴에 설정한 여유분인 0.7cm를 추가하여 총 8cm의 수직길이가 엉덩이둘레선과 crotch 선 사이 제도에 반영되도록 타이트형 팬츠 패턴(윤미경, 2008)을 수정하였다. 골밀도 정상 대상의 보호패드의 크기, 형태, 두께 및 패턴상에서의 위치는 **그림 4-27**와 같다.



보호패드 형태 및 사이즈



보호패드 위치

그림 4-27. 골밀도 정상 대상의 (0.7 g/cm^3) 보호기구 형태 및 패턴 위치
(타이트 팬츠 패턴 원형: 윤미경, 2008 편집)

4.4.2. 저하 골밀도 대상의 보호패드 두께와 형태 제안

골밀도 저하 대상의 보호패드 장착 시뮬레이션 역시, 안전계수에 의한 한도응력을 기준으로 골밀도에 따라 산출한 고관절의 보호 위치(그림 4-28)에 해당하는 형태 그대로, 0.5, 1, 1.5cm의 두께를 모델링한 폼패드(PU패드)를 모델에 부착하여 충격 시뮬레이션을 진행하였으며, 그 결과는 표 4-8과 같다.

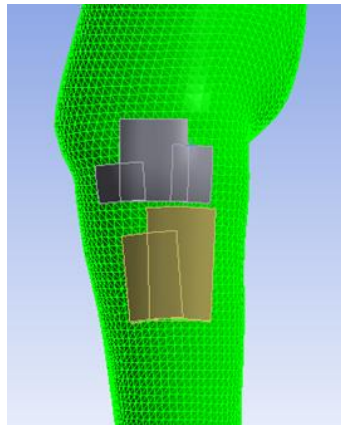


그림 4-28. 저하 골밀도 대상의 보호패드 적용 시뮬레이션

표 4-8. 저하 골밀도 대상 보호패드의 시뮬레이션 결과

패드 두께	보호패드 없음	0.5 cm	1cm	1.5cm
고관절 전자부, 경부에서 받는 응력 [MPa]	1.84	0.87	0.67	0.62
충격 감소율	0%	52.7%	63.58%	66.3%
한도응력과 비교	한도응력보다 큼	한도응력보다 클	한도응력보다 작음	한도응력보다 작음

* 골밀도 저하의 한도응력: 0.75MPa (59.24%의 충격 감소)

*충격 감소율(%) = (패드없을 때의 응력-패드붙인후 응력)/패드 없을때의 응력 *100

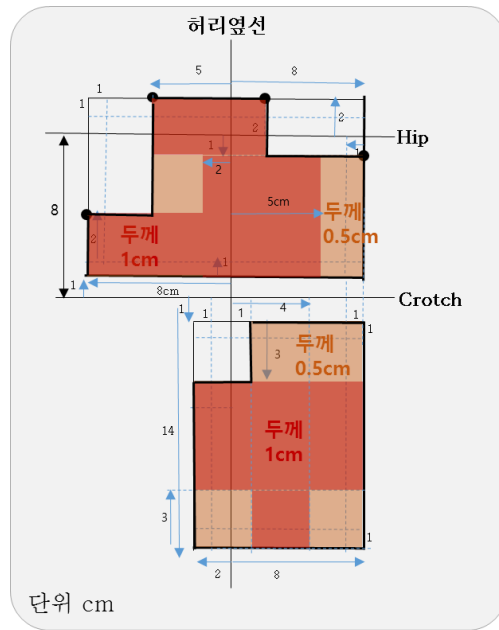
고관절 경부와 전자부에서 받는 응력의 크기는 1cm의 두께일 경우 한도응력보다 작아지는 결과를 보임으로써, 같은 형태의 상부패드를 적용한 골밀도 정상 대상에 비하여 골밀도 저하 대상은 두배가량 두꺼운 두께의 패드가 보호에 필요함을 보여주었다. 이때의 충격은 63.58%까지 감소시키는 것을 확인할 수 있었다. 골밀도 저하 대상자의 경우 낙상 충격에 비하여 한도응력인 0.75MPa로의 약 59.2%이상의 충격이 감소하게 되면 고관절 보호에 적합하였다.

또한 한도응력을 기준으로 각 충격 지점마다 값을 비교한 결과, 한도응력인 0.75MPa를 초과하여 보호가 필요한 부위는 M4L7, M5L5, M5L6, M5L7, M6L5, M6L6, M6L7, M7L6, M7L7, M8L6, M8L7, 하부부위는 M6L10, M6L11, M6L12, M7L9, M7L10, M7L11, M7L12, M8L9, M8L10, M8L11, M8L12 (그림 4-29의 모든 음영부위)에 해당한다. 그 중 0.87MPa 미만의 응력을 보이는 M5L6, M6L12, M7L9, M8L6, M8L7, M8L9, M8L12 부위(그림 4-29의 연한 음영)는 0.5cm 두께로도 고관절 골절에 대한 보호가 가능하였다. 반면, 0.87MPa이상인 M4L7, M5L5, M5L7, M6L5, M6L6, M6L7, M6L10, M6L11, M7L6, M7L7, M7L10, M7L11, M7L12, M8L10, M8L11 부위(그림 4-29의 진한 음영)는 보호패드의 두께가 1cm 가 되어야 59.24%이상인 63.58%의 충격량을 흡수할 수 있었다. 따라서 골밀도 저하 대상의 보호패드는 주요한 보호부위 (M4L7, M5L5, M5L7, M6L5, M6L6, M6L7, M6L10, M6L11, M7L6, M7L7, M7L10, M7L11, M7L12, M8L10, M8L11) 를 1cm두께, 그 나머지의 부위(M5L6, M6L12, M7L9, M8L6, M8L7, M8L9, M8L12)는 0.5cm의 두께로 제작하는 것이 적합하였다.

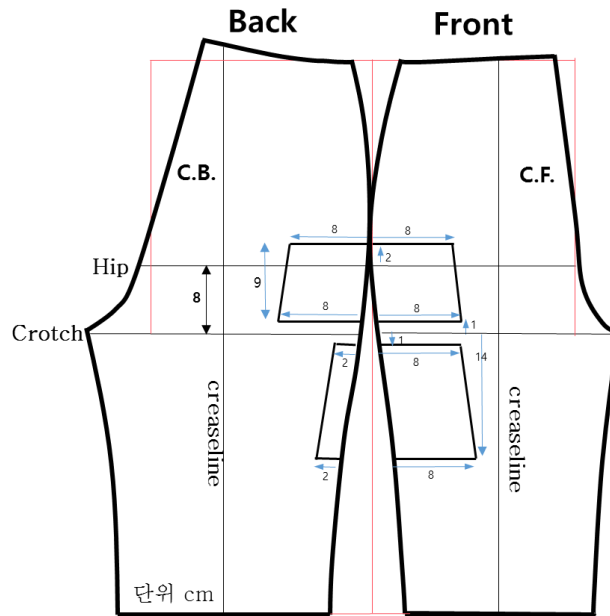
이러한 결과를 종합하여 골밀도 저하 대상에 대한 보호패드의 위치 및 형태와 두께 추출하였다. 허리요선 M6, 엉덩이둘레선 L5, crotch선 L8의 의복기준선을 바탕으로 타이트형 팬츠 패턴에 적용한 골밀도 저하 대상의 보호패드의 크기, 형태, 두께 및 패턴상에서의 위치는 그림 4-30와 같다.

허리옆선												기준 (한도응력)	해당 위치	제안 두께	
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	M11				
영덩이둘레선	L1	0.25	0.089	0.023	0.082	0.11	0.093	0.037	0.048				0.87MPa 이상	M4L7	1cm
	L2	0.16	0.04	0.049	0.071	0.1	0.041	0.027	0.042					M5L5	
	L3	0.21	0.066	0.023	0.038	0.036	0.12	0.043	0.096	0.073				M5L7	
	L4	0.17	0.16	0.1	0.048	0.18	0.29	0.33	0.19	0.33				M6L5	
	L5	0.2	0.55	0.18	0.24	0.89	1.377	0.74	0.65	0.65	0.6			M6L6	
불기고랑점 수평둘레선	L6	0.56	0.55	0.43	0.497	0.805	1.84	1.75	0.84	0.67	0.77	0.815		M6L7	
	L7	0.59	0.7	0.71	0.88	0.966	1.05	1.08	0.85	0.59	0.79	0.87		M6L10	
	L8	0.7	0.63	0.53	0.64	0.5	0.49	0.495	0.61	0.57	0.61	0.65		M6L11	
	L9	0.68	0.38	0.43	0.44	0.45	0.74	0.83	0.766	0.666	0.54	0.466		M7L6	
	L10	0.48	0.38	0.35	0.395	0.59	0.89	1.04	0.95	0.76	0.35	0.22		M7L7	
	L11	0.51	0.23	0.19	0.43	0.55	0.927	1.015	0.93	0.67	0.45	0.26		M7L10	
	L12	0.4	0.21	0.15	0.46	0.497	0.764	0.896	0.85	0.73	0.22	0.23		M7L11	
	L13	0.18	0.18	0.13	0.07	0.465	0.63	0.65	0.67	0.56	0.236	0.188		M7L12	
													M8L10		
													M8L11		
													0.75~0.87 MPa	M5L6	0.5cm
														M6L12	
														M7L9	
														M8L6	
														M8L7	
														M8L9	
														M8L12	

그림 4-29. 저하 골밀도 대상의 보호패드 위치 및 형태
(칸 간격: 3cm)



보호패드 형태 및 사이즈



보호패드 위치

그림 4-30. 골밀도 저하 (0.4 g/cm^3) 대상의 보호기구 형태 및 패턴 위치

타이트 팬츠 패턴 원형: 윤미경, 2008 편집

제안된 보호패드를 타이트 팬츠의 패턴상에 표시한 결과, 골밀도 정상 대상자와 저하 대상자의 밀위선 위 상부 보호 패드는 위치와 형태가 같음을 알 수 있다. 정상 대상 패드의 주요한 보호 부위 두께는 0.5cm로 충분하며, 그 이외의 부위는 0.5cm보다 얇게 제작하여도 힘이 넓은 면적에 분산되는 효과로 인하여 면적 전체를 0.5cm로 일괄적으로 제작한 결과와 같은 효과를 나타내었다. 따라서 보호패드가 팬츠에 부착되는 경우, 일괄된 두께의 패드를 부착하는 것보다는 주요 부위를 제외한 사이트 부위로 갈수록 점차 얇아지는 구조로 제작함으로써, 패드 부착에 대한 이질감을 줄여줄 수 있을 것이다. 이러한 패드의 두께 형태 방식은 여성들의 브라 패드나 자켓의 어깨패드 등에서도 자연스러운 핏감을 주기 위한 방안으로 다양하게 사용되어진다.

골밀도 저하 대상의 경우, 밀위선 아래 측면에 8*13cm 크기의 하부 패드가 추가로 장착되어야 한다. 상부 및 하부 패드의 두께는 정상인과 마찬가지로 주요한 보호부위를 나머지 보호부위보다 두껍도록 제작이 가능하여 주요 부위 1cm, 나머지 부위 0.5cm 의 두께 설정이 가장 적합하였다. 저하 대상의 패드는 정상 대상의 패드에 비하여 주요하게 보호해야 하는 부위가 넓어졌으며 두께 역시 2배로 증가한 것이 특징적이었다.

5. 결론 및 고찰

본 연구는 충격 보호복 개발을 위한 가상 실험의 방법으로, 3차원 유한요소 모델링과 시뮬레이션을 개발하였다. 모델링과 시뮬레이션 방식은 고령 여성의 고관절 모델에 적용하여 보호기구의 특성을 파악함으로써, 이러한 시뮬레이션을 통한 실험이 보호복 개발에 활용될 수 있음을 증명하였다.

충격 시뮬레이션을 위한 모델은 허리에서 무릎까지의 우측 부위를 대상으로 솔리드 타입의 뼈대 8개, 연골 2개, 연부조직 1개의 다물체 모델들로 구성되었으며, 서로 간섭과 빈틈없이 뼈대 사이에 연골이 위치하며 이를 연부조직이 감싸는 구조로 모델링하였다. 결합된 각 구성간의 접촉정보와 물성을 설정 후, 메쉬 질에 대한 평가 Fine크기의 Tetra 메쉬를 적용하여 총 220만개의 노드와 140만개의 요소로 이루어진 유한요소모델로 완성하였다.

유한요소모델은 의복구성학의 주요한 측정점과 측정항목을 기준으로 인체 외부를 나누어 각 교차 지점에 point형식의 힘을 부여하는 방식으로 충격을 가하였으며, 이때에 고관절 전자부와 경부에서 받는 응력의 크기를 충격 지점별로 비교하는 시뮬레이션을 실행하였다. 의복구성학적 항목을 기준으로 충격 기준점을 설정함으로써, 고관절의 전자부와 경부에서 가장 큰 응력을 발생시키는 충격위치를 패턴상에 정확히 적용할 수 있었다.

시뮬레이션 결과, 인체의 뒷면과 앞면에서는 고관절 전자부와 경부보다는 골반과 엉치뼈, 넓다리 몸통 부위의 앞, 뒤면에 더 큰 응력이 가해졌으나, 인체 측면의 고관절 부위와 넓다리 중앙부위에서 고관절 전자부와 경부에 가장 큰 응력이 발생하는 것을 확인할 수 있었다. 고관절 보호기구는

선행연구들에서 제안한 바와 같이 고관절의 측면 부위에 위치하는 것이 좋다는 결과는 유사하였으나, 이에 대한 패턴 상의 위치를 엉덩이둘레선과 불기고랑점 수평둘레선 사이의 측면 부위에 정확히 선정할 수 있었으며 골밀도가 낮은 경우는 골밀도 정상 대상의 패드에 비하여 보호 면적이 넓어지며 넓다리 중앙의 측면부위의 보호도 필요하다는 것을 알 수 있었다.

보호패드의 두께는 골밀도 정상 대상의 경우 가장 큰 응력을 발생시키는 충격부위 위치를 그대로 반영하여 적용한 경우 2.5cm의 두께가 적합하였으나 패드의 면적을 골밀도 저하대상의 상부 패드와 같게 넓혔을 경우 0.5cm의 두께로 설정이 가능하였다. 골밀도 저하 대상의 경우 1cm 가량의 두께가 적합하여, 정상 대상의 보호패드보다 두배가량 두꺼웠으며 보호 부위도 고관절이 위치한 엉덩이둘레선~불기고랑점 수평선 수준의 측면이외에 측면 살수평선 아래 넓다리 중앙 측면도 보호패드가 추가되는 것이 더욱 고관절 보호에 도움을 주었다. 보호패드는 중앙에서 패드 사이드로 갈수록 두께가 얇아지는 구조가 적절하였다.

본 연구는 3차원 자동측정과 형상 및 사이즈 정보 분석의 연구 단계에서 더 나아가, 가상 인체를 활용하여 골절 방지용 특수복을 개발하는 새로운 가상 실험을 제안한데에 의의가 있다. 이러한 유한요소인체 모델은 부위를 확대하여, 어깨 및 척추, 팔 등의 골절율이 높은 타 부위들의 골절 방지용 보호복 개발에 활용할 수 있을 것이라고 기대한다. 최대한 단순히 고관절 부위가 모델링 된 본 연구의 모델은, 보다 인체와 유사하며 더욱 디테일한 모델링이 이루어지면 더욱 정확한 결과를 산출할 수 있을 것이다. 또한 선형적 특성만을 적용한 연부조직등의 물성도 비선형적 특성을 인체와 유사하게 반영하는 추가 연구가 필요하다고 보여진다. 또한 패드의 형태를 설정고 위치를 패턴상에 지정하는 하는데에 있어, 본 연구의 충격 위치 지점을 그대로 적용하고자 하였기 때문에 패드의 형태와 두께의 설정 결과가 직각을 가진 각진 다각형의 형태로 제안되었다. 보다 자연스럽고 이질감이 덜한 패드 제작을 위하여 제안된 패드의 형태와 두께의 기준선을 곡선형으로

수정하여 착용자의 착용감 및 만족도 여부를 확인하는 추가적인 연구가 필요한 것으로 보인다.

참고문헌

- Argoubi, M., & Shirazi-Adl, A. (1996). Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression. *Journal of biomechanics*, 29(10), 1331–1339.
- Bae, J. Y., & Jeon, I. S. 유한요소해석을 통한 인체의 생체역학적 평가. *Journal of the KSME*, 50.
- Belytschko, T., Liu, W. K., Moran, B., & Elkhodary, K. (2013). *Nonlinear finite elements for continua and structures*: John Wiley & sons.
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., & Duda, G. (2001). Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of biomechanics*, 34(7), 859–871.
- Biewener, A. A. (1993). Safety factors in bone strength. *Calcified Tissue International*, 53, S68–S74.
- Burkhart, T. A., Andrews, D. M., & Dunning, C. E. (2013). Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. *Journal of biomechanics*, 46(9), 1477–1488.
- Canale, S. T., & Beaty, J. H. (2012). *Campbell's operative orthopaedics*: Elsevier Health Sciences.
- Cheung, J. T. M., & Zhang, M. (2006). *Finite element modeling of the human foot and footwear*. Paper presented at the ABAQUS users' conference.
- Cheung, J. T. M., Zhang, M., Leung, A. K. L., & Fan, Y. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study. *Journal of biomechanics*, 38(5), 1045–1054.
- Cho, J. R., Park, S. B., Ryu, S. H., Kim, S. H., & Lee, S. B. (2009). Landing impact analysis of sports shoes using 3-D coupled foot-shoe finite

- element model. *Journal of mechanical science and technology*, 23(10), 2583–2591.
- Cowin, S. C., & Doty, S. B. (2007). *Tissue mechanics*: Springer Science & Business Media.
- Dempster, W. T., & Gaughran, G. R. (1967). Properties of body segments based on size and weight. *Developmental Dynamics*, 120(1), 33–54.
- Duda, G. N., Heller, M., Albinger, J., Schulz, O., Schneider, E., & Claes, L. (1998). Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *Journal of biomechanics*, 31(9), 841–846.
- Ekman, A., Mallmin, H., Michaëlsson, K., & Ljunghall, S. (1997). External hip protectors to prevent osteoporotic hip fractures. *The Lancet*, 350(9077), 563–564.
- Felippa, C. (2004). FEM modeling: mesh, loads and BCs. *Introduction to finite element methods*. Boulder, Colorado: Department of Aerospace Engineering Sciences and Center for Aerospace Structures, University of Colorado.
- Karimi, A., Faturechi, R., Navidbakhsh, M., & Hashemi, S. A. (2014). A nonlinear hyperelastic behavior to identify the mechanical properties of rat skin under uniaxial loading. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 14(05), 1450075.
- Klingner, B. M., & Shewchuk, J. R. (2008). *Aggressive tetrahedral mesh improvement*. Paper presented at the Proceedings of the 16th international meshing roundtable.
- Lee, W., Park, S., Jung, D., Jeon, E., Kim, H., Park, J., . . . You, H. (2013). 고령자 대상의 고관절 골절 예방 제품설계 프로세스 개발. *대한인간공학회 2013 추계학술대회*, 84–90.
- Lotz, J., Cheal, E., & Hayes, W. (1995). Stress distributions within the proximal femur during gait and falls: implications for osteoporotic fracture. *Osteoporosis International*, 5(4), 252–261.
- Martyn J. Parker, G. A. P. (1993). *Hip fracture Management*: Blackwell Scientific Publications.
- McKee, C. T., Last, J. A., Russell, P., & Murphy, C. J. (2011). Indentation versus tensile measurements of Young's modulus for soft biological tissues. *Tissue Engineering Part B: Reviews*, 17(3), 155–164.

- Neumann, D. A. (2010). *근골격계의 기능해부 및 운동학*. 정담미디어: (주)지학사.
- Onambele, G. L., Narici, M. V., & Maganaris, C. N. (2006). Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. *Journal of applied physiology*, 100(6), 2048-2056.
- Pena, E., Calvo, B., Martinez, M., & Doblaré, M. (2007). An anisotropic visco-hyperelastic model for ligaments at finite strains. Formulation and computational aspects. *International Journal of Solids and Structures*, 44(3), 760-778.
- Tsukerman, I., & Plaks, A. (1998). Comparison of accuracy criteria for approximation of conservative fields on tetrahedra. *IEEE Transactions on Magnetics*, 34(5), 3252-3255.
- Ullman, D. G. (2002). *The mechanical design process*: McGraw-Hill Science/Engineering/Math.
- van den Kroonenberg, A. J., Hayes, W. C., & McMahon, T. A. (1996). Hip impact velocities and body configurations for voluntary falls from standing height. *Journal of biomechanics*, 29(6), 807-811.
- Veenland, J. F., Link, T. M., Konrman, W., Meier, N., Grashuis, J. L., & Gelsema, E. S. (1997). Unraveling the role of structure and density in determining vertebral strength. *Calcified Tissue International*, 61(6), 474-479.
- Yamada, H., & Evans, F. G. (1970). Strength of biological materials.
- Yunchu, Y., & Weiyuan, Z. (2007). Prototype garment pattern flattening based on individual 3D virtual dummy. *International Journal of Clothing Science and Technology*, 19(5), 334-348.
- 강문정, 조영남, 유홍희, & 채제욱. (2015). 인체 피부 및 근육의 동적 강성 및 손실 계수 예측 방법. *대한기계학회 춘추학술대회*, 1993-1995.
- 고덕환, 김기환, 신주용, 이준혁, & 김동현. (2006). 고령 환자에서 고관절부 골절의 수술 후 사망률. *대한골절학회지*, 19(2), 117-121.
- 곽대순, & 한승호. (2011). 디지털 코리안 인체 모델 구축. *한국 CAD/CAM 학회 학회지*, 17(1), 60-64.
- 국가기술표준원. (2014). 고령자 3D 인체형상측정조사 개발사업 최종보고서.
- 김성현, 권대규, 홍철운, & 김남균. (2005). 골절방지 시스템을 위한 낙상 패턴에 관한 기초 연구. *공학연구*, 36(단일호), 1-7.

- 김성현, 박진, 김동욱, & 김남균. (2011). 가속도센서와 기울기센서를 이용한 실시간 낙상 감지 시스템에 관한 연구. [The Study of Realtime Fall Detection System with Accelerometer and Tilt Sensor]. *한국정밀공학회지*, 28(11), 1330-1338.
- 김충현, 이영재, 이필재, & 이정환. (2011). 노인 낙상 후 충격량 측정 및 기립여부 판단 시스템 구현. *전기학회논문지*, 60(6), 1204-1208.
- 대한고관절학회. (2014). *고관절학*. 군자출판사.
- 대한노인병학회. (2015). *노인병학*. 범문에듀케이션.
- 류성현, 김성호, & 조진래. (2005). 착지모드에 따른 신발-족 연계모델의 충격특성 유한요소 해석. *대한기계학회 논문집 A 권*, 29(9), 1191-1198.
- 박상백, & 채수원. (2015). 디지털 인체모델의 공학적 활용. *기계저널*, 55(3), 33-37.
- 박선미. (2009). *의료 산업을 위한 노인 여성 하반신의 파라메트릭 가상바디 생성 연구*. 서울대학교 대학원.
- 박정현, & 이정란. (2016). 노년 여성을 위한 낙상충격 보호팬츠 디자인 프로토타입. *Journal of the Korean Society of Costume Online ISSN*, 66(4), 45-60.
- 배지용, & 전인수. (2010). 유한요소해석을 통한 인체의 생체역학적 평가. *기계저널*, 50(2), 42-46.
- 서울대학교정형외과교실. (2016). *골절학*. 군자출판사.
- 서정우, & 전용태. (2008). 맞춤형 인공관절 설계를 위한 인체 고관절의 3 차원 형상 정보 추출. *한국 CAD/CAM 학회 논문집*, 13(3), 200-208.
- 송승엽, & 최성대. (2013). 유한요소해석을 이용한 하중조건에 따른 대퇴골의 거동예측. *한국기계가공학회지*, 12(4), 3-9.
- 유인영, & 최정현. (2007). 경로당 이용 노인의 낙상경험과 낙상 예측요인. *지역사회간호학회지*, 18(1), 14-22.
- 윤강섭. (2004). 고관절 골절의 기초 (해부, 생리학, 위험인자). *Hip & Pelvis (구 대한고관절학회지)*, 16(2), 267-271.
- 윤미경. (2008). *3 차원 인체형상을 활용한 여성 팬츠 스타일에 따른 대량 개별 맞춤 패턴 연구*. (박사), 서울대학교 대학원
- 이건우. (2009). 디지털 인체 모델 기술 동향. *기계저널*, 49(4), 46-49.
- 이상호, 이승복, & 정민석. (2009). 한국인의 인체정보의 활용사례 소개. *한국콘텐츠학회지*, 7(3), 44-52.

- 이진숙, 박정현, & 이정란. (2014). 여성노인의 낙상실태 및 충격보호팬츠 개발을 위한 기초 연구. *한국의류산업학회지 pISSN, 16(6)*, 2014.
- 전성모, & 김철. (2011a). 인체 족부 근골격계 상세 유한요소모델링을 통한 족저압 계산. *대한기계학회 춘추학술대회*, 182-187.
- 전성모, & 김철. (2011b). 인체 족부 근골격계 상세 유한요소모델링을 통한 족저압 해석. *대한기계학회 논문집 A 권, 35(10)*, 1237-1242.
- 전은진, 박세권, 유희천, & 김희은. (2014). 고관절 골절 예방을 위한 힙프로텍터 착용특성 평가. *한국의류산업학회지 pISSN, 16(6)*, 1001-1007.
- 정지영, 김판권, 이희정, & 신충수. (2013). 인체 근골격계 모델의 소개 및 연구동향. *기계저널, 53(8)*, 28-33.
- 정현조, 서영성, 윤천석, & 최명진. (2005). *유한요소 해석의 기초*: 인터뷰전.
- 채수원, 박상백, 이해아, 김수민, & 오은경. (2000). 유한요소 인체모델과 생체역학적 응용. *Bone, 7(19,000)*, 19,000.
- 채수원, 박상백, 이해아, 김수민, & 오은경. (2013). 유한요소 인체모델과 생체역학적 응용. *한국정밀공학회 2013 년도 춘계학술대회 논문집*, 1517-1518.
- 최명환, 구본열, 채제욱, & 김재정. (2014). 통계적 형상 분석을 이용한 대퇴골의 파라메트릭 형상 모델링. *대한기계학회 논문집 A 권, 38(10)*, 1139-1145.
- 최상복. (2004). *산업안전대사전*: 도서출판 골드.
- 태성에스엔이, F. (2008). *ANSYS workbench 왕초보 탈출하기 / 태성에스엔이 FEA사업부 위임* (개정판.. ed.). 서울: 서울 : 시그마프레스.
- 한문식, & 성상철. (1976). 고관절 골절에 대한 임상적 고찰. *대한정형외과학회지, 11(1)*, 45-51.

books.tsne.co.kr/books/kqh

http://health.chosun.com/site/data/html_dir/2015/07/10/2015071001864.html

https://homepages.dias.ie/~js/000_finiteElement.php

<http://terms.naver.com/entry.nhn?docId=938761&mobile&cid=51006&categoryId=51006>

<https://www.amazon.com>

www.samsunghospital.com

www.ozeninc.com/

Abstract

Finite Element Modeling and
Impact Simulation
of The Human Body
for Development of Protective
Clothing for Fracture
—Hip fractures in elderly women—

Jinhee Park

Department of Textiles, Merchandising and Fashion Design

College of Human Ecology

The Graduate School

Seoul National University

This study identifies characteristics and accurate location of falls and fracture that are applicable to protective clothing patterns, in terms protective clothing development. The research also aims to devise a three-dimensional simulation method by using the Finite Element Model(FEM), in order to substitute the Falling Impact Experiment that uses actual human body as experimental subjects. The modeling and simulation methods prove that experiments through such simulations can be utilized in protective clothing development. This is verified by

analyzing required characteristics of protective equipments that are applied to the hip joint model of elderly women. Virtual simulations that most closely resemble falling were conducted, after designing a Finite Element Model of the hip joint area with reflections of elderly women's external body shape onto a skeletal frame representing Koreans. Thus, by examining the impulse and locations on hip joints that receive the greatest impact during falling, characteristics such as the position or shape of hip joint-protective equipments were calculated.

Targeting the right side of the body from the waist to knee, the Finite Element Modeling for impact simulation consists of eight solid-type skeletal frames, two cartilages, and one soft tissue. All constitutive models are tightly combined in structure without any interference or gaps in between one another. After setting contact information and physical properties, the Finite Element Model, composed of 2.2 million nodes and 1.2 million elements, was developed by applying Fine-sized Tetra mesh. The Finite Element Model is used in the simulation of giving impact to various external parts of human body with point-typed force, and comparing the level of stress given on the intertrochanteric hip joint and the neck.

Simulation results show that when it comes to the back and front of the human body, the pelvis, hipbone, central parts of femur are shocked with stress more severely than the intertrochanteric hip joint and the neck. The greatest stress on the intertrochanteric hip joint and the neck was found to be given on the central parts of femur and the hip joint on the side parts of the human body. Likewise, hip joint protective equipments were found to work better when located at the side parts of the hip joint, as similar results were shown in previous studies. However, it is also

discovered that the accurate positions on the pattern can be located on the side area between the hip circumference and the horizontal buttocks circumference. In addition, the protection area is found to be wider and protecting the side parts of the central femur is also found to be necessary for pads designed for lower bone density compared to those for normal bone density. The thickness of the protective pads for targets with normal bone density can be set to 0.5cm if the surface area of the pad is the same as that of the upper pad for targets with lower bone density. However, for targets with lower bone density, thickening of approximately 1cm and protective pads with the structure of thicker center thinning towards the edge, are considered more appropriate.

The contribution of this study is that it introduces a new virtual experiment for development of functional clothing for preventing fracture using virtual human body, going beyond the research phase of three-dimensional automatic measurement and information analysis on form and size. Such Finite Element Human Body Model is expected to be used practically in developing protective clothing for fracture prevention of other body parts with high fracture rates, such as the shoulder, spine, arms and the like.

Keywords : Finite Element Model, FEM, Finite Element Analysis, FEA, Falling Impact Experiment, Hip Protector, Elderly women

Student Number : 2013-31116